

## 64 다중 검출기 전산화단층촬영에서 관전류 자동노출조절 기법을 이용한 두개부 방사선량 감소 정도 평가

\*가톨릭대학교 의과대학 의공학교실 생체의공학연구소, †대원대학 방사선과, ‡분당서울대학교병원 영상의학과

성열훈\*<sup>†</sup> · 김영옥<sup>†</sup> · 최보영\*

64 multi-detector computed tomography (MDCT)에서 두개부의 과도한 선량이 문제가 되어 고정관류기법과 관전류 자동노출조절(automatic exposure control, AEC) 기법을 이용하여 선량 감소 정도를 비교 평가하고자 한다. 연구에 사용한 장비는 Siemens사의 SOMATOM Definition 64 multi-detector CT를 이용했으며, Whole body phantom (KUPBU-50, Kyoto Kagaku CO. Ltd)의 두개부를 사용했다. 실험 protocol은 helical scan 방식을 적용하여 120 kVp, rotation time은 1 sec, slice thickness와 increment는 각각 5 mm, FOV는 250 mm, matrix size는 512×512, collimation은 64×0.625 mm, pitch는 1로 조사하였다. 선량감소효과의 측정방법은 관전류를 350 mAs로 고정한 방법과 AEC 기법을 적용한 방법으로 나누어 평가하였으며, 영상품질은 CT number의 표준편차를 이용하여 영상의 잡음을 측정하였다. 이 때 두개부(craniofacial bone)는 머리 덮개뼈(calvaria) 끝부분에서 눈썹활(superciliary ridge)까지를 1구역, 눈썹활 아래부터 코가시점(acanthion)까지를 2구역, 그리고 코가시점 아래부터 턱(mentum)끝까지를 3구역으로 정의하여 측정하였다. 고정관류기법에서 구역별로 CTDIvol은 57.7 mGy였으며, DLP는 640.2 mGy · cm로 동일하였다. AEC 기법을 적용한 1구역은 CTDIvol: 30.7 mGy, DLP: 340.7 mGy · cm, 2구역은 CTDIvol: 46.5 mGy, DLP: 515.0 mGy · cm, 그리고 3구역은 CTDIvol: 30.3 mGy, DLP: 337.0 mGy · cm으로 나타났다. 영상품질은 나타내는 CT number의 표준편차는 1구역에서 고정 관류기법은 2.6, AEC 기법은 3.0, 2구역에서 고정 관류기법은 3.1, AEC 기법은 3.4, 3구역에서 고정 관류기법은 2.7, AEC 기법은 3.2으로 측정되었다. 64 MDCT에서의 AEC 기법은 기존의 고정관류법에 비해 안구, 이하선 그리고 갑상선 부위에 대해 큰 선량 감소효과가 나타났으며, 두개부의 방사선량을 감소시키는데 매우 유용한 기법으로 사료된다.

**중심단어:** 다중-검출기 전산화단층촬영, 두개부 선량, 자동노출조절

### 서 론

1990년대 후반에 등장한 다중 검출기 CT (multi-detector computed tomography, MDCT)는 기존의 CT장비에 비하여 검사시간을 대폭 단축시키고 환자의 움직임에 의한 허상을 감소시키며, 종축의 해상도가 증가하는 장점이 있었다.<sup>1)</sup> 그러나 MDCT에서 높은 해상력을 가진 영상을 구현하기 위해서는 매우 얇은 절편과 많은 절편의 수가 필요한데 이는

선량의 증가로 이어지는 단점이 있다.<sup>2,3)</sup> 2003년도 기준으로 지난 20년 동안 전 세계적으로 CT 이용은 800% 이상 증가했으며,<sup>4)</sup> 미국에서는 1991년부터 2002년까지 CT 검사가 연간 10~20% 증가한 것으로 보고하였다.<sup>5)</sup> 그 결과 2007년 한 해 시행한 CT 검사로 2만 9000건의 암(cancer)이 발병할 수 있으며, 이로 인한 사망자가 1만 5000명에 이를 수 있다는 미국 국립암연구소의 연구결과가 나왔다.<sup>6)</sup> 그럼에도 불구하고 진단목적의 방사선 노출이 직접적인 신체의 변화나 장애가 거의 없다는 이유로 CT 검사 시 방사선 방어에 대한 노력을 소홀히 하는 경향이 있다.<sup>7)</sup> 최근에는 두개부의 CT 검사가 교통사고에 의한 상해와 치과에서의 구강 구조물 관찰을 위한 CT 3차원 영상 구현이 증가하고 있다.<sup>8)</sup> 특히 두개부에는 방사선 민감도가 높은 안구, 이하선 그리고 갑상선 등이 있어 방사선 노출에 따른 신체적 장애의 발생 위험을 주의해야 한다.<sup>9,10)</sup> 또한 단순한 영상만을 얻는 기존의 검사법과 달리 두개부의 여러 부위를 반복 하

본 연구는 서울시 R&D Program (10550), the Korea Health 21 R&D Project, Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea (A081057), 한국과학재단 특정기초연구과제(R01-2007-000-20782-0)와 한국학술진흥재단 기초연구과제(KRF-2008-313-D01324) 및 교과부 원자력기초공동연구소(BAERI) 연구비로 지원되었음.

이 논문은 2010년 2월 17일 접수하여 2010년 4월 21일 채택되었음.  
책임저자 : 최보영, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505번지  
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실 생체의공학연구소  
Tel: 02)2258-7233, Fax: 02)2258-7760  
E-mail: bychoe@catholic.ac.kr

여 검사하는 CT 뇌관류(brain perfusion) 영상 검사는 2009년 식품 의약품안전청에서 발행한 의료기기 안전성 서한에 의하면 과도한 방사선 피폭위험이 있다고 보고하였다.<sup>11)</sup> 그러므로 CT 검사 시 낮은 방사선량으로 우수한 영상의 질을 확보하기 위해서는 적절한 스캔(scan) parameter의 선택이 매우 중요하다. 이러한 문제를 해결하기 위해 MDCT의 등장과 함께 방사선 조사 시 환자의 크기와 모양 등을 고려하여 영상의 질 저하 없이 관전류(mAs)를 자동으로 조절해주는 자동노출조절(AEC: automatic exposure control) 기법이 고안 되었다.<sup>12,13)</sup> 이와 관련해서 복부와 골반 이외에 여러 연구에서 흉부와 목 부위에 AEC 기법을 이용한 선량 감소효과가 보고되고 있다.<sup>14,15)</sup> 그러나 두개부에 대한 연구는 미흡한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 최근 가장 널리 도입된 64 MDCT를 이용하여 두개부를 뇌가 있는 부위, 안구가 포함된 부위, 그리고 이하선과 갑상선이 위치한 부위로 나눈 3구역에 대해 고정관류 기법과 AEC 기법을 적용하여 선량감소를 비교 평가하고자 한다.

## 재료 및 방법

### 1. 실험 장비 및 조사

연구에 사용한 CT장비는 Siemens사의 SOMATOM Definition 64 channel CT를 이용했으며, 실험대상은 인체 조직과 등가물질로 이루어진 실물크기의 Whole body phantom (KUPBU-50, Kyoto Kagaku CO. Ltd)의 두개부를 사용했다

(Fig. 1a). 검사부위를 확인하기 위한 scout 영상은 90°측 방향으로 두개부 영상을 얻었다. 본 실험에 대한 CT protocol은 helical scan 방식을 적용하여 120 kVp, rotation time은 1 sec, slice thickness와 increment는 각각 5 mm, field of view (FOV)는 250 mm, matrix size는 512×512, collimation은 64×0.625 mm, pitch는 1로 조사하였다. X-선 조사범위는 두개부(craniofacial bone)의 머리덜개뼈(calvaria) 끝부분에서 시작하여 턱(mentum) 끝까지 조사하였다. 이 때 두개부를 3구역으로 나누어 조사하였는데, Z축 방향으로 각각 11.1 cm의 동일한 길이로 머리뼈 끝부분에서 눈썹활(superciliary ridge)까지를 1구역, 눈썹활아래부터 코가시점(acanthion)까지를 2구역, 그리고 코가시점 아래부터 턱 끝까지를 3구역으로 정의하여 조사 후 측정하였다(Fig. 1b).

### 2. X-선 조사방법

X-선 조사방법은 관전류를 350 mAs로 고정한 방법과 AEC 기법을 적용한 방법으로 시행하였다. 이 때 실험 장비 제조사의 AEC 기법의 특성을 고려해야 했다. 그 특징은 환자의 체형이나 관심부위 크기에 따라 weak, average, strong의 세기로 정의되어 강약을 조절할 수 있게 설계되었다(Table 1). 다시 말하면, 환자의 체형과 관심부위의 크기가 표준보다 작은 경우를 “Slim”이라고 정의하였고, 표준보다 큰 경우는 “Obese”이라고 정의하였다. 검사 전 부위 설정을 위한 scout 영상을 통해 얻어진 정보로 인해 환자의 체형과 관심부위의 크기가 “Slim”일 경우는 관전류를 사용자가 어느 정도의 세기로 설정하느냐에 따라 weak, average, strong

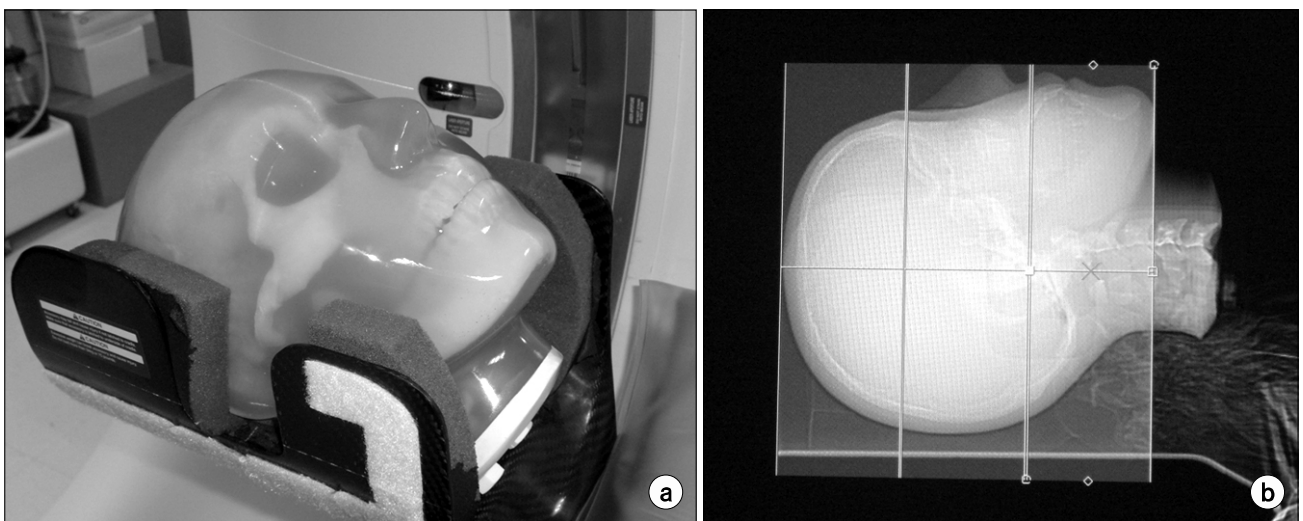


Fig. 1. (a) Setting phantom of head on the CT gantry (b) scout lateral view of three regions in the head phantom.

Table 1. The modulation strength setting of automatic exposure control.

	Weak	Average	Strong
Slim	Weak decrease in tube current	Moderate decrease in tube current	Strong decrease in tube current
Obese	Weak increase in tube current	Moderate increase in tube current	Strong increase in tube current

의 세기로 감소하고, “Obese”한 환자에게는 weak, average, strong의 세기로 관전류를 증가시킨다.<sup>16,17)</sup> 따라서 본 연구에서는 정의된 세기들을 3개의 조합(weak/strong, average/average, strong/weak)으로 AEC 설정하여 조사하였다. 예를 들면 weak/strong으로 설정하면 관전류값의 변화는 slim 부위에 대해서 관전류는 감소하고 obese 부위에서는 증가하게 된다. 이렇게 조사된 AEC 기법과 고정관전류 기법간에 선량과 영상품질에 대해서 비교 평가하였다.

### 3. 선량 측정방법

CT에서 선량측정은 기본적으로 CT 선량지수(CT dose index: CTDI)측정에 바탕을 두는데 식 (1)에서 단일절편조사(single slice scan)에서 dose profile의 Z-축 방향의 적분 값을 절편의 두께(T)로 나눈 값을 뜻한다.<sup>18)</sup>

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad \text{식 (1)}$$

그 밖에 단일절편조사의 평균선량을 측정하기 위한 지표로 CTDI<sub>w</sub> (weighted CT dose index)와 여러 개의 절편조사에서 연속적인 영상 사이의 간격이나 중첩을 고려한 CTDI<sub>vol</sub>이 있으며, 식 (2)에서 CTDI<sub>w</sub>를 pitch로 나누어 준 값으로 단위는 mGy를 사용한다.<sup>19)</sup>

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

마지막으로 피사체에 조사된 모든 영상에 대한 총 선량 값으로 DLP (dose length product)이 있으며, 식 (3)에서 CTDI<sub>vol</sub>에 조사된 거리를 곱하여 나타나며 단위는 mGy · cm 가 사용된다.<sup>20)</sup>

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

본 논문에서는 두개부 전체에 대한 선량측정이므로 CTDI<sub>vol</sub>과 DLP를 측정하여 평가하였다.

### 4. 영상품질 측정방법

AEC 기법이 영상품질에 미치는 영향을 평가하기 위해서 고정관류 기법과 AEC 기법을 적용했을 때 얻어진 영상에서 관심영역(region of interest, ROI)을 그려 구한 영상의 잡음(noise)으로 평가하였다. 일반적으로 영상의 잡음은 동일한 팬텀 상에서 측정된다. 잡음 측정을 실행하기 위해서, 획득된 영상  $f(i, j)$ 의 ROI 내 표준편차 ( $\delta$ )가 식 (4)와 같이 계산한다.

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum_{i,j \in ROI} [f(i, j) - \bar{f}]^2}{N-1}} \quad \text{식 (4)}$$

이때  $i$ 와  $j$ 는 2차원 영상의 지표이고, N은 ROI 안에 있는 픽셀의 총 수,  $\bar{f}$ 는 평균 픽셀 강도로서, 식 (5)와 같은 공식을 이용해 계산할 수 있다.<sup>21)</sup>

$$\bar{f} = \frac{1}{N} \sum_{i,j \in ROI} f(i, j) \quad \text{식 (5)}$$

이를 위해 Philips사의 Extended Brilliance Workspace (v3.5, Philips Medical Systems, The Netherlands)라는 프로그램을 이용하였다. 영상의 평가 부위는 정의된 두개부의 3 구역에서 각각 가운데 영상을 선택하여 좌, 우, 상, 하 그리고 정중앙을 ROI로 선정한 후 프로그램에 의해 자동 계산된  $\delta$ 를 평균한 값으로 영상의 잡음을 구하였다(Fig. 2). 이때 ROI의 크기는 균일성(homogeneity)을 해치지 않는 범위 내에서 약 0.62 cm<sup>2</sup> 정도로 정하였다.

### 5. 통계적 분석

결과 데이터는 SPSS software (SPSS 15.0 for Windows, SPSS, Chicago, IL USA)로 통계학적 분석을 실행하였다. 3개의 조합(weak/strong, average/average, strong/weak)으로 설정된 AEC 기법들에 대한 선량 비교와 영상품질 비교는 ANOVA 분석을 하였다. 그리고 이들의 평균 값과 고정관류법에 의해 얻어진 선량과 영상품질 비교는 paired t-test를 하였다. 또한 각각의 기법에 의한 부위별 선량과 영상품질

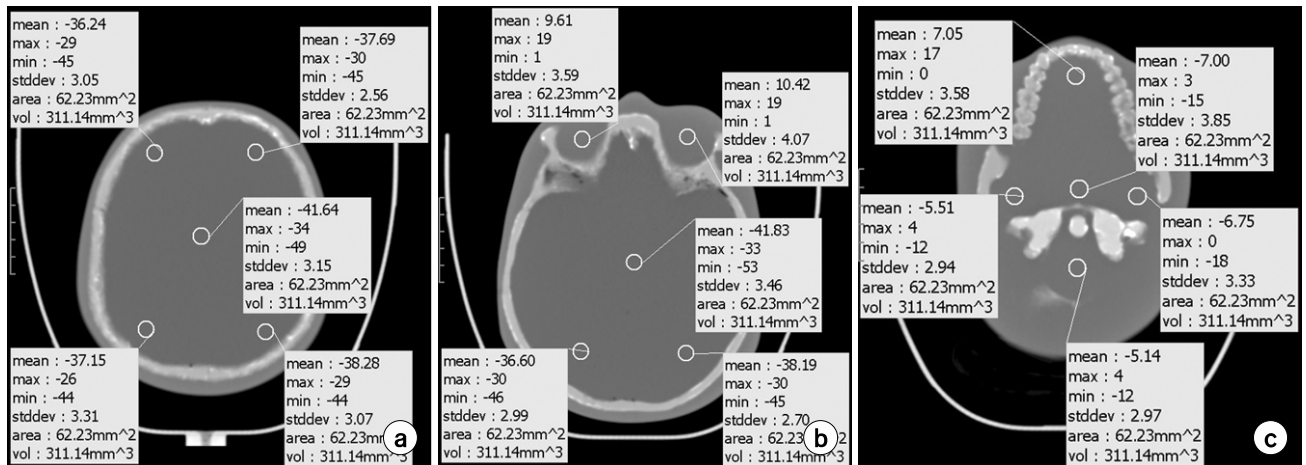


Fig. 2. Location in the region of interest for the head phantom. (a) 1 segment (b) 2 segment (c) 3 segment.

Table 2. Changes of CTDIvol, DLP, and standard deviation of CT number by head phantom regions and the modulation strength setting of automatic exposure control.

Regions	AEC	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy · cm)	Standard deviation of CT number
1 Segment	Off	57.7	640.2	2.62
	Weak/strong	30.7	341.0	3.03
	Average/average	30.7	341.0	3.02
	Strong/weak	30.6	340.0	3.03
2 Segment	Off	57.7	640.2	3.12
	Weak/strong	46.3	514.0	3.36
	Average/average	46.6	514.0	3.45
	Strong/weak	46.6	517.0	3.32
3 Segment	Off	57.7	640.2	2.67
	Weak/strong	30.4	338.0	3.00
	Average/average	30.3	338.0	3.15
	Strong/weak	30.1	335.0	3.41

비교는 ANOVA 분석을 하였다. 이 때, 유의 확률(p-value) 이 0.05 이하이면 차이가 유의 하다고 판단하였다.

## 결 과

### 1. 선량 평가

Table 2에서 고정관류기법은 3구역으로 나눈 두개부 영역 모두 똑같이 CTDIvol은 57.7 mGy, DLP은 640.2 mGy · cm으로 나왔다. 그러나 AEC 기법은 관전류 세기를 3개의 조합(weak/strong, average/average, strong/weak)으로 나온 값들을 평균한 결과, 1구역은 46.8% (CTDIvol: 30.7 mGy, DLP: 340.7 mGy · cm), 2구역은 19.6% (CTDIvol: 46.5 mGy, DLP: 515.0 mGy · cm), 그리고 3구역은 47.4% (CTDIvol: 30.3 mGy, DLP: 337.0 mGy · cm)의 감소효과가 있었으며,

이들의 관전류를 ANOVA 분석한 p값은 0.001 (F=22.25)로 유의한 차이가 있었다. 또한 고정관류기법과 AEC 기법을 paired t-test검정 결과 p값이 0.001 (F=284.09)로 유의한 차이가 있었다. 그리고 3개의 조합으로 AEC 설정하여 조사한 그룹들을 보면 1구역에서 weak/strong 조합은 CTDIvol은 30.7 mGy, DLP은 341.0 mGy · cm, average/average 조합은 CTDIvol은 30.7 mGy, DLP은 341.0 mGy · cm, 그리고 strong/weak 조합은 CTDIvol은 30.6 mGy, DLP은 340.0 mGy · cm으로 나타났으며, 이들의 관전류를 ANOVA 분석한 결과 p값이 0.226 (F=1.54)로 유의한 차이는 없었다. 그러나, 2구역에서 weak/strong 조합은 CTDIvol은 46.6 mGy, DLP은 514.0 mGy · cm, average/average 조합은 CTDIvol은 46.6 mGy, DLP은 514.0 mGy · cm, 그리고 strong/weak 조합은 CTDIvol은 46.6 mGy, DLP은 517.0 mGy · cm으로 나타났

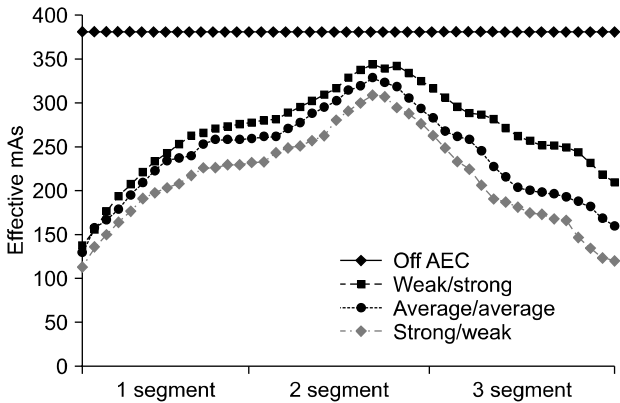


Fig. 3. Change of effective mAs for the head phantom by the modulation strength setting of automatic exposure control.

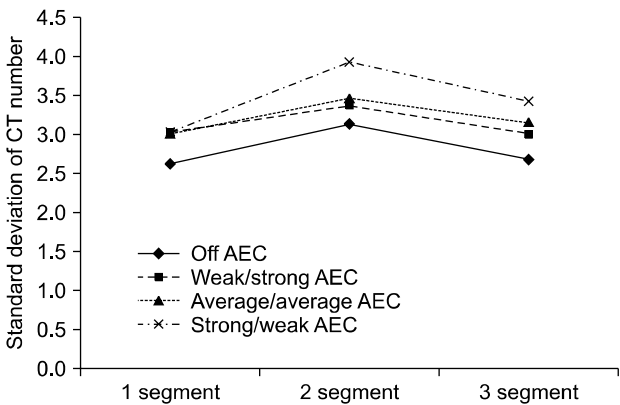


Fig. 4. Evaluation on standard deviation of CT number for the head phantom by three regions and the modulation strength setting of automatic exposure control.

다. 이들의 관전류를 ANOVA 분석한 결과 p값이 0.001 (F=8.80)로 유의한 차이가 있었다. 또한, 3구역에서 weak/strong 조합은 CTDIvol은 30.4 mGy, DLP은 338.0 mGy·cm, average/average 조합은 CTDIvol은 30.3 mGy, DLP은 338.0 mGy·cm, 그리고 strong/weak 조합은 CTDIvol은 30.1 mGy, DLP은 335.0 mGy·cm으로 나타났으며, 이들의 관전류를 ANOVA 분석한 결과 p값이 0.001 (F=16.30)로 유의한 차이가 있었다(Fig. 3).

## 2. 영상품질 평가

영상품질 평가 기준은 정의한 3구역에서 선정된 단면의 5개 ROI의  $\delta$ 를 평균한 값으로 영상의 잡음을 구하여 작은 값이 영상의 품질이 우수하다고 평가하였다. 1구역에서 고정 관류기법에 의한  $\delta$ 는 2.62, weak/strong 조합은 3.03,

average/average 조합은 3.02, 그리고 strong/weak 조합은 3.03으로 나타났으며, 2구역에서 고정관류기법은 3.12, weak/strong 조합은 3.36, average/average 조합은 3.45, 그리고 strong/weak 조합은 3.32로 나타났다. 3구역에서 고정관류기법은 2.67, weak/strong 조합은 3.00, average/average 조합은 3.15, 그리고 strong/weak 조합은 3.41로 나타났다(Fig. 4). 각각의 기법에 의한 영상품질 평가를 ANOVA 분석한 결과 p값이 0.001 (F=6.90)로 유의한 차이가 나타났는데 그 중 고정관류기법의  $\delta$ 가 가장 작아 영상 품질이 우수한 것으로 평가되었다(Table 2).

## 고찰 및 결론

CT에서의 잡음은 물과 같은 동일한 물질을 스캔한 경우라도 모든 픽셀의 CT number는 동일하지 않고 분산된 형태로 나타나는데 이 분산되는 값을 표준편차로 표시하는 것이 잡음이다. 그 원인은 X선의 변화 혹은 검출된 X선 광자의 수에 의해 결정된다. 이에 영향을 미치는 것으로는 스캐닝 기술(예: X선관 전압, 관전류, 절편 두께, 스캔 속도, 나선형 피치), 스캐너 효율성(예: 검출기 양자 효율, 검출기의 기하학적 효율, 반응영 비율), 환자(예: 환자의 크기, 스캔 평면에 있는 물리조직과 뼈의 양)가 있다. 스캐닝 기술은 환자에게 도달하는 X선 광자의 수를 결정하고, 스캐너 효율은 X선 광자가 환자를 빠져나가 유효한 신호로 변환되는 백분율을 결정짓는다. 이러한 스캐너의 효율을 극대화한 AEC 기법은 일정 잡음 수준을 달성할 때 필요한 X선 관전류를 결정한다. 환자의 해부학적 구조가 위치에 따라 달라지기 때문에, X선 관전류는 보통 환자의 장축을 따라가는 위치뿐 아니라 관 각도(tube angle) 함수에 따라 변한다. 현재 모든 MDCT는 각 제조사마다 기본원리와 동작 방식 등이 약간의 차이가 있지만 3차원적으로 관전류를 자동 제어하는 AEC 시스템이 장착하고 있다. 그 이유는 환자의 형태(두께의 변화), 크기, 감약차(방사선의 흡수선량 차이)에 따라 관전류를 자동으로 조절해서 영상의 질을 유지하고 선량을 감소시키는데 있다.<sup>22)</sup> 이를 통해 X-선관의 부하를 낮추어 검사범위를 넓힐 수 있고, 검출기에 도달하는 광자량이 적어 발생하는 photon starvation artifact도 감소시킬 수 있다.<sup>23)</sup> 그러나 CT장치에서는 각 부위의 두께, 인접한 부위에서 방사선 흡수량 차이, 주변부와 중심부의 방사선 흡수량의 차이, 불수의적인 움직임의 보정 등 훨씬 많은 변수가 있어 환자 크기에 따른 변화(patient size AEC 또는 overall modulation), X-선관 회전각에 따른 피사체의 두께변

화(rotational AEC 또는 angular AEC), Z-축 방향의 변화(Z-축 AEC 또는 longitudinal AEC) 그리고 이를 혼합한 방식 등을 기본 알고리즘으로 최적의 자동노출 방법을 구현하고 있다. 환자 크기 AEC는 scout 영상을 통하여 환자의 크기와 감약 정보를 얻어 그 정보를 바탕으로 큰 체격의 환자는 관전류를 증가시키고, 체격이 작은 경우는 관전류를 감소시킨다. 회전각 AEC는 일정한 영상의 질을 유지시키기 위해 잡음을 설정하면 관전류의 최대치가 설정된다. 비대칭적인 구조를 가진 부위의 측 방향 검사 시 검출기에 도달하는 광자량이 적어 streak 형태의 starvation artifact가 발생한다. 따라서 회전 AEC는 이런 photon starvation artifact를 줄이기 위해 측방향(90° 및 270° 방향)의 관전류를 증가시켜 주는 대신 전후 방향에서의 관전류를 낮춤으로서 전체적인 환자가 받는 선량을 줄여주고 영상의 질을 높이는 방법이다. 특히, 견관절이나 골반과 같은 비대칭적인 인체 부위에서 유용한 기술이다. Z-축 AEC는 조사 속도의 향상으로 검사영역이 길어진 MDCT에서 한번의 조사로 장기들의 분포가 판이하게 다른 두 부위 이상을 연속적으로 조사하는 경우 유용한 알고리즘이다. 이 기술은 흉부와 복부를 포함하는 CT 검사에서 특히 유용하며 환자의 종축에 따른 감약 변화를 고려하여 영상의 질을 일정하게 고정시키기 위해서 상대적으로 감약이 적은 흉부와 경부에서는 적용되는 관전류가 낮아진다. 보통 Z-축 방향의 환자 프로파일의 변화는 점진적으로 일어나므로 각(angle)에서의 감약 프로파일 형태가 다음 회전에서의 관전류 조절을 위해 사용된다. Z-축 AEC는 환자 크기 AEC와 연계되어 사용되며, 관전류 설정을 위한 환자의 감약을 평가하기 위한 방법으로 전후 촬영과 측면 촬영 scout 영상을 이용한다. 본 연구에서는 이들 중 Z-축 AEC 알고리즘을 이용하여 자동적으로 관전류 노출을 환자의 체형이나 관심부위 크기에 따라 weak, average, strong의 세기로 정의된 강약을 조절한 조합으로 하였다. 그 결과, weak/strong으로 설정한 AEC 기법 조합이 다른 조합들의 선량들과 비해 다소 높지만 고정관류기법에 비해 선량이 약 20~50% 정도 감소하였고, 영상의 진단적 가치를 고려할 때 영상의 잡음이 고정관류법에 의한 잡음과 가장 근사한 값으로 나타났다. 이는 두개부의 머리뼈 끝부분에서 조사를 시작하여 턱 끝까지 조사를 하였기 때문에 관전류값의 변화가 slim 부위인 머리뼈 끝부분에서 관전류는 감소하고 obese 부위에서는 증가하는 weak/strong AEC 기법이 두개부에 적합한 것으로 판단된다. 또한 실험에 사용한 3가지 조합의 AEC 기법을 사용한 경우 안구가 위치한 2구역은 평균 19.6%의 선량 감소효과가 있었으며,

특히 이하선과 갑상선이 위치한 3구역은 평균 47.4%의 매우 큰 선량 감소효과가 있었다. 이는 방사선에 대한 환자들의 두개부 피폭을 매우 효율적으로 방어할 수 있는 시스템이라고 사료된다.

그러나 본 연구에서 사용된 AEC 기법은 제조사가 제시하고 있는 참조(reference) mAs의 기준이 서구인의 표준체격인 약 70~80 kg정도를 성인으로, 20~30 kg를 소아로 정의하고 있는 제한 점이 있다.<sup>24)</sup> 이는 두개부 전용 참조 mAs가 아니기 때문에 영상의 잡음은 고정관류기법 보다 다소 높게 나온 원인이 된다. 따라서 두개부 전용 AEC 기법 개발이 요구 되며, 앞으로 한국인 체형에 맞는 참조 mAs에 대한 연구도 이루어져야 할 것이다. 또한 관전류에 의한 영상 품질이나 피폭은 인체의 체형에 따라 달라 질수 있기 때문에 한 종류의 팬텀 만을 사용한 본 실험에서는 임상적 유의성과는 약간 거리가 있다고 판단되며, 향후 다양한 종류의 팬텀을 사용하여 여러 제조사들의 AEC 기법을 최적화해야 할 것이다.

## 참 고 문 헌

1. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH: Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 215:55-62 (2000)
2. Dawson P: Patient dose in multi-slice CT: Why is it increasing and does it matter? *Br J Radiol* 77:S10-S13 (2004)
3. Yates SJ, Pike LC, Goldstone KE: Effect of multi-slice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. *Br J Radiol* 77:472-478 (2004)
4. Frush DP: CT radiation dose optimization in children. Presented at Advances in Multi-detector CT Meeting, Washington, DC (2003)
5. Fox SH: Emerging developments in multi-detector CT. Presented at Advances in Multi-detector CT Meeting, Washington, DC (2003)
6. Berrington de González A, Mahesh M, Kim KP, et al: Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med* 169:2071-2077 (2009)
7. ICRP Publication 60. Radiation protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press 68 (1990)
8. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP: Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 35:410-416 (2006)
9. White SC: Assessment of radiation risk from dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 21:118-126 (1992)
10. Kim SY, Han JW, Park IW: Comparison of cone beam CT and conventional CT in absorbed and effective dose. *Korean J Oral maxillofac Radiol* 38:7-15 (2008)

11. **Food & Drug Administration**: Dear Healthcare Professional Letter. Seoul, Korea (2009)
12. **Iball GR, Brettle DS, Moore AC**: Assessment of tube current modulation in pelvic CT. *Br J Radiol* 79:62-70 (2006)
13. **Rizzo S, Kalra M, Schmidt B, 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* 186:673-679 (2006)
14. **Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, et al**: Chest CT performed with Z-Axis modulation: scanning protocol and radiation dose. *Radiology* 237:303-308 (2005)
15. **Namasivayam S, Kalra MK, Pottala KM, Waldrop SM, Hudgins PA**: Optimization of Z-Axis Automatic Exposure Control for Multidetector Row CT Evaluation of Neck and Comparison with fixed tube current technique for image quality and radiation dose. *AJNR Am J Neuroradiol* 27:2221-2225 (2006)
16. **Kalra MK, Naz N, Rizzo SM, Blake MA**: Computed Tomography Radiation Dose Optimization: Scanning Protocols and Clinical Applications of Automatic Exposure Control. *Curr Probl Diagn Radiol* 34:171-181 (2005)
17. **Kalra MK, Rizzo SM, Novelline RA**: Reducing radiation dose in emergency computed tomography with automatic exposure control techniques. *Emerg Radiol* 11:267-274 (2005)
18. **Pavlicek W, Horton J, Turco R**: Evaluation of the MDH Industrie, Inc. pencil cahmaber for direct beam CT measurements. *Health Phys* 37:773-774 (1979)
19. **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)
20. **European Commission**: European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg (2000)
21. **Seeram E**: Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. Saunders Book Company, British Columbia (2009), pp. 202-203
22. **McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr**: CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options. *RadioGraphics* 26:503-512 (2006)
23. **Nicholas K**: CT scanner automatic exposure control system. The Medicines and Healthcare products Regulatory Agency report 05016 (2005)
24. **Lewis M, Keat N, Edyvean S**: Report 06013: 32 to 64 slice CT scanner comparison report version 14. London, England: ImPACT, 2006. Available at: <http://www.impactscan.org/reports/Report06013>. Accessed June 16, 2008

## Reducing of Craniofacial Radiation Dose Using Automatic Exposure Control Technique in the 64 Multi-Detector Computed Tomography

Youl-Hun Seoung\*<sup>†</sup>, Yong-Ok Kim<sup>‡</sup>, Bo-Young Choe\*

\*Department of Biomedical Engineering, Research Institute of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea, Seoul, <sup>†</sup>Department of Radiological Science, Daewon University College, Jecheon, <sup>‡</sup>Department of Radiology, Seoul National University Bundang Hospital, Seongnam, Korea

The purpose of this study was to evaluate the usefulness of reducing of craniofacial radiation dose using automatic exposure control (AEC) technique in the 64 multi-detector computed tomography (MDCT). We used SOMATOM Definition 64 multi-detector CT, and head of whole body phantom (KUPBU-50, Kyoto Kagaku CO. Ltd). The protocol were helical scan method with 120 kVp, 1 sec of rotation time, 5 mm of slice thickness and increment, 250 mm of FOV, 512×512 of matrix size, 64×0.625 mm of collimation, and 1 of pitch. The evaluation of dose reducing effect was compared the fixed tube current of 350 with AEC technique. The image quality was measured the noise using standard deviation of CT number. The range of craniofacial bone was to mentum end from calvaria apex, which divided three regions: calvaria~superciliary ridge (1 segment), superciliary ridge~acanthion (2 segment), and acanthion~mentum (3 segment). In the fixed tube current technique, CTDIvol was 57.7 mGy, DLP was 640.2 mGy·cm in the all regions. The AEC technique was showed that 1 segment were 30.7 mGy of CTDIvol, 340.7 mGy·cm of DLP, 2 segment were 46.5 mGy of CTDIvol, 515.0 mGy·cm of DLP, and 3 segment were 30.3 mGy of CTDIvol, 337.0 mGy·cm of DLP. The standard deviation of CT number was 2.622 with the fixed tube current technique and 3.023 with the AEC technique in the 1 segment, was 3.118 with the fixed tube current technique and 3.379 with the AEC technique in the 2 segment, was 2.670 with the fixed tube current technique and 3.186 with the AEC technique in the 3 segment. The craniofacial radiation dose using AEC Technique in the 64 MDCT was evaluated the usefulness of reducing for the eye, the parotid and thyroid with high radiation sensitivity particularly.

**Key Words:** Multi-detector computed tomography (MDCT), Craniofacial radiation dose, Automatic exposure control (AEC)