

<중설>

CT선량지표의 원리와 선량감소 방안에 관한 연구

-Basic Principles of CT Dose Index and Understanding of CT Parameter for
Dose Reduction Technique-고려대학교 대학원 바이오융합공학과 방사선보건안전 연구실¹⁾원광보건대학교 방사선학과²⁾대구가톨릭대학교 대학원 방사선학과³⁾김정수¹⁾²⁾ · 권순무³⁾ · 김정민¹⁾

— 국문초록 —

모든 방사선 검사는 검사를 결정하고 실행하는 과정에서 정당성이 확보되어야하고 피폭선량과 영상의 화질에 대한 최적화가 이루어져야 할 뿐만 아니라 ALARA의 원칙에 따라 최소의 방사선을 사용하여 최적의 임상 정보를 얻을 수 있어야 한다. CT 검사는 방사선 검사 중에서 많은 피폭을 환자에게 조사하는 검사이다. 특히 방사선 민감도가 높은 소아 환자의 CT 검사 있어서는 특별한 주의가 필요하다. 임상에서 CT선량에 대한 정확한 이해와 정보는 환자에게 불필요한 방사선 피폭을 줄이고 안전한 검사를 제공하기 위해 절대적으로 필요하다. 이에 본 연구에서는 여러 선행 연구의 고찰을 통하여 CT의 피폭선량에 대한 개념을 확인하고 CT장치의 선량 저감화를 위한 각 파라미터의 이해와 American Association of Physicists in Medicine (AAPM)report 204에서 소개하고 있는 환자의 사이즈에 따른 피폭선량의 보정방법인 Size-Specific Dose Estimates(SSDE)와 XR 25의 개념을 이해하고자 한다.

중심 단어: 전산화단층촬영, 환자선량, 선량지표, XR25, SSDE

I. 서 론

1972년 전산화단층촬영(computed tomography; CT)의 임상적 적용이 소개된 이후 X선 영상 분야에서 고해상도의 인체 횡단면 영상을 만드는 혁명을 일으켰다¹⁾. 1990년에 Helical CT가 소개 되었고 1994년에 듀얼스lices 시스템(dual-slice CT)이 소개 되었으며 1998년에 멀티 시스템이 도입되면서 임상에 적용되는 어플리케이션은 비약적으로 발전하였다^{2,3,4)}. CT는 검출기 기술의 발전으로 4cm이상의 넓은 영역을 한 번에 커버하는 256 슬라이스의 CT가 소개된 이후 급격하게 발전하여 z축 방향으로 0.5 mm, 320열의 검출기 배열을 가지고 16cm의 길이를 한 번에 커버하는 640 슬라이스 CT도 임상에 도입되었다^{5,6)}. CT는 현대 의학의 진단과정 중에서 그 중요성이

더욱 커지고 있으며 활용도 또한 급격하게 증가하고 있다. 2006년 미국에서 보고된 리포트에 따르면 미국 인구의 의료 방사선 피폭이 1980년대에 비하여 600% 증가하였고 이중 12%가 진단영역의 영상검사에 기인하는 것으로 나타났다. CT 검사의 경우 매년 10% 이상 증가하여 과거 10년 사이 이산화 방사선검사로 인한 의료피폭 중에서 차지하는 비율이 49%를 이르렀다. 이는 1980년대에 비해 12배 증가한 수치이다^{7,8)}.

임상에서 사용되는 방사선 검사에 대한 한계치는 존재하지 않는다. 하지만 모든 방사선 검사에서 검사로 인해 환자가 얻을 수 있는 이점과 위험성을 고려하여 정당성과 최적화가 적립 되어야하고 가능한 최소의 방사선으로 최적의 임상정보를 얻을 수 있도록 하는 As Low As Reasonably Achievable(ALARA)의 원칙이 준수 되어야 한다⁹⁾. 미국 식

교신저자: 김정민 (136-703) 서울특별시 성북구 안암로 145 하나과학관 656

고려대학교 보건과학대학 방사선학과, Tel : 02-940-2755, FAX: 02-940-2829 E-mail : minbogun@korea.ac.kr

접수일(2015년 01월 31일), 1차 심사일(2015년 02월 11일), 2차 심사일(2015년 03월 13일) 확정일(2015년 03월 19일)

품의약품안전처 조사에 따르면 378명 이상의 환자가 뇌혈관 관류 CT 검사에서 대량의 방사선에 노출되었고 이후 방사선 노출 두부에 탈모가 발생한 사고가 확인 되었다. CT검사의 경우 일반X선 촬영에 비해 100에서 500배의 X선이 조사된다¹⁰⁾. 우리나라의 경우 2009년에 1724대의 CT가 설치 운영되어 OECD 국가 중 CT 운영수는 3위이며 사용 빈도의 증가 추세는 다른 나라들 보다 높다¹¹⁾. 건강보험심사평가원 통계에 의하면 2003년 170만건 CT 청구건수가 2009년에는 480만건으로 증가하여 매년 20% 정도의 증가를 보이는 것으로 미국의 사례보다 가파른 증가세를 보이고 있다¹²⁾.

2008년부터 미국에서는 환자와 의료진에게 정확한 방사선 검사에 대한 정보를 알리고 불필요한 의료방사선 피폭을 줄이자는 운동을 전개하였다. 미국 소아방사선의학회가 주도하고 있는 Image Gently 운동과 성인의 의료방사선 안전 정보를 제공하는 Image Wisely 운동이 대표적인 사례이며 국내의 경우 유관단체가 연합하여 진행하고 있는 의료방사선안전문화연합회가 대표적인 사례이다¹³⁾. 특히 Image Gently에서는 모든 소아의 CT검사에 대한 정당성과, 피폭선량과 영상의 최적화를 위한 운동을 전개 하였고 피폭선량과 영상의 최적화를 위해서는 임상 의사와 영상의학과 의사, 방사선사가 모두 CT의 방사선 피폭에 대한 정확한 정보를 이해하고 소아에게 CT검사가 이루어지는 동안 발생하는 피폭을 추정하는 것에 익숙해지도록 권고하고 있다.

1. Basic Principles of CT Radiation Dose

Computed Tomography Dose Index(CTDI)

CTDI는 CT에서 기본이 되는 선량 파라미터로 CT에서 연속적으로 X선이 조사되는 동안 z축 방향에서 흡수된 선량의 평균을 나타내며 X선 튜브가 한번 회전하는 동안 측정되고 흡수 선량의 적분값을 전체 빔 콜리메이션 값으로 나눈값이다 (Eqn. 1). 볼륨을 구성하는 다중스캔에서는 중심부에서 평균 선량으로 계산된다(Multiple Scan Average Dose, MSAD)¹⁴⁾.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (Eqn. 1)$$

- D(z) = The radiation dose profile along the z-axis
- N = The number of tomographic sections imaged in a single axial scan
- T = The nominal scan width

CTDI_{FDA}

이론상으로 등가 MSAD와 CTDI는 CTDI의 측정에 포함

되는 모든 조사 프로파일을 포함한다. FDA에 의해 소개된 표준 CTDI 측정법으로 절편두께의 ±7에 해당하는 적분값을 얻어 계산 하여 표시하는 방법이다(Eqn. 2)¹⁵⁾.

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{NT} \int_{-7\text{mm}}^{7\text{mm}} D(z) dz \quad (Eqn. 2)$$

CTDT₁₀₀

얇은 절편 두께에서 발생하는 산란선의 포함하기 위해 100 mm에서 적분값을 얻는 것으로 등가선량 또는 MSAD 보다는 적다.(Eqn. 3) 3mm 이하 하나의 좁은 절편에서 크게 계산되는 것을 피하기 위해 사용하고, 100 mm의 길이에 3 cc pencil 이온챔버를 이용하여 표준 CTDI 팬텀에서 측정된다¹⁵⁾.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50\text{mm}}^{50\text{mm}} D(z) dz \quad (Eqn. 3)$$

Weighted CTDI_w

Field of view(FOV)의 횡단면에서 각 부위에 따른 CTDI 값은 다양하다. 일반적으로 인체에서 CT영상을 얻는 경우 표면의 CTDI 값이 FOV의 중심 CTDI 값보다 크다. Weighted CTDI(CTDI_w)는 FOV의 횡단면에서 평균 CTDI 값으로 CTDI 팬텀에서 중심부 측정값의 1/3과 가장자리 측정값의 2/3과 합과 같다¹⁶⁾. CTDI_w는 특정한 kVp와 mAs에서 CT 장치의 출력값으로 사용된다(Eqn. 4).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100center} + 2/3 CTDI_{100edge} \quad (Eqn. 4)$$

Volume CTDI_{vol}

CTDI_{vol}은 특정한 CT 프로토콜의 선량으로 스캔 시리즈에 따라 표시되며 CTDI_w를 사용해서 계산되는 값으로 SI 단위계에서는 mGy를 사용한다(Eqn. 5).

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{I} CTDI_w \quad (Eqn. 5)$$

I = the table increment per axial scan (mm)

절편의 pitch(slice pitch)는 X선관이 한번 회전할 때 테이블이 움직이는 값을 총 콜리메이션 값으로 나눈 것이다 (Eqn. 6).

$$Slice\ pitch = \frac{I}{NT} \quad (Eqn. 6)$$

이때 CTDI_{vol}은 Eqn. 7과 같다.

$$CTDI_{vol} = \frac{I}{P} CTDI_w \quad (Eqn. 7)$$

P = the CT slice pitch
Dose Length Product(DLP)

DLP는 CTDI_{vol}에 scan length를 곱한 값으로 스캔이 완료 되었을 때 흡수되는 전체 에너지를 반영하여 스캔 프로토콜에 주어진 에너지를 표시하는데 더욱 적절한 값이다(Eqn. 8)¹⁾.

$$DLP(mGycm) = CTDI_{vol}(mGy) \times scan\ length(cm) \quad (Eqn. 8)$$

2. Understanding of CT Radiation dose technique

Size-Specific Dose Estimates(SSDE)

CTDI_{vol}은 표준팬텀을 이용하여 서로 다른 CT 장치에서 출력량을 표시하는 표준화된 방법이다. DLP는 표준팬텀에 조사된 총 에너지로 CTDI_{vol}과 scan length에 의존한다. CTDI_{vol}과 DLP는 모두 X선 관전압과 관전류, 쉐드리의 회전시간, 피치, 보우타이 필터와 같은 스캔인자에 의존한다. 하지만 이들은 환자의 사이즈와는 독립적이다. 일반적으로 직경 16 cm의 표준 CTDI 팬텀을 head라고 부르고 성인의 두부 스캔에서 CTDI_{vol}과 DLP를 나타낼 때 사용하고 직경 32 cm을 body로 부르고 성인의 몸통 스캔에서 사용한다. 소아의 경우 CT의 제조사에 따라 16 cm과 32 cm를 다르게 사용하여 CTDI_{vol}과 DLP를 계산한다. CTDI_{vol}은 환자의 선량이

아니라 CT 장치의 출력에 대한 정보만을 제공한다^{17,18,19)}.

2011년 American Association of Physicists in Medicine (AAPM)report 204를 발간하여 소아와 성인의 CT촬영에서 환자의 사이즈에 의한 보정 방법을 발표하였다¹⁹⁾. 여기에서는 환자의 사이즈에 따라 CTDI_{vol}을 보정하는 방법 4가지를 소개하고 있다. SSDE는 환자의 effective dose(ED)의 계산에는 사용하지 않도록 하고 있고 측정하는 방식에 따라 4가지 방법에 대한 각기 다른 보정계수를 제시하였고 임상에서 환자의 검사 전후에 적용하도록 권고하고 있다.

1) Lateral(Lat) dimension method

Lat dimension은 CT영상의 오른쪽에서 왼쪽 끝까지의 거리이다. topogram이나 axial 단면을 이용하여 측정할 수 있다. 의료영상 전송시스템의 뷰어나 CT 콘솔에서 길이를 측정할 수 있다.

2) Anterior posterior(AP) dimension method

AP dimension은 신체의 두께를 이야기한다. 따라서 topogram lateral 영상과 axial 단면을 이용하여 측정할 수 있고 의료영상 전송시스템의 뷰어나 CT 콘솔에서 길이를 측정할 수 있다.

3) AP + Lat dimension method

AP와 Lat dimension의 합을 이용하여 각각의 보정 계수를 구하는 방법이다.

4) Effective diameter method

CT 영상의 z축 방향에서 단면의 면적을 이용하는 방법이다. 불규칙한 타원 형태의 CT영상의 단면을 원형의 면적과 일치시켜 보정계수를 구하는 방식으로 단면의 면적 A는

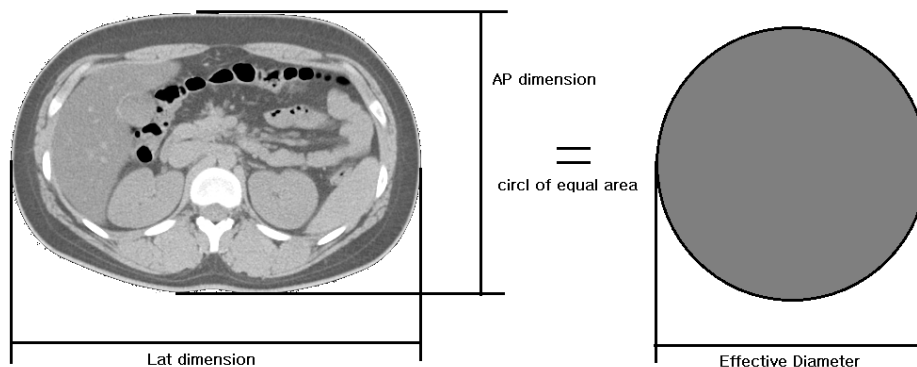


Figure 1 This figure showed the anterior posterior and lateral dimension, effective diameter.

Eqn. 9와 같이 정의된다.

$$r_1 = \frac{\text{Lat dimension}}{2}$$

$$r_2 = \frac{\text{AP dimension}}{2}$$

$$A = \pi r_1 r_2$$

A = the area of axial image

$$\text{effective diameter} = 2\sqrt{\frac{A}{\pi}}$$

$$\text{effective diameter} = \frac{\text{AP diameter} \times \text{Lat diameter}}{\sqrt{\text{AP diameter} \times \text{Lat diameter}}} \quad (\text{Eqn. 9})$$

성인에서 몸통 스캔에 사용되는 32 cm 팬텀에서의 SSDE 보정계수는 table 1과 같고 두부의 스캔에 사용되는 16 cm 팬텀의 SSDE 보정계수는 table 2와 같다.

32cm CTDI_{vol} 팬텀을 사용하는 경우 SSDE의 표시는 Eqn. 10과 같이 표시하고 16 cm CTDI_{vol} 팬텀을 사용하는 경우 Eqn. 11과 같이 기록한다.

$$\text{size specific dose estimate} = \text{SSDE} = f_{\text{size}}^{32X} \times \text{CTDI}_{\text{vol}}^{32} \quad (\text{Eqn. 10})$$

$$\text{size specific dose estimate} = \text{SSDE} = f_{\text{size}}^{16X} \times \text{CTDI}_{\text{vol}}^{16} \quad (\text{Eqn. 11})$$

SSDE는 DLP를 수정하여 계산되는 것이 아니므로 DLP에 k-factor를 사용하여 effective dose를 계산하는 것에는 사용할 수 없다. 계산된 SSDE는 환자의 검사 결과지 또는 의무기록에 기록하여 보관하도록 한다.

Radiation dose check for CT scanners

CT스캔에서 피부의 잠재적인 상해를 예방하기 위해 미국의 National Electrical Manufacturers Association(NEMA)에서는 CT의 선량 확인을 위해 각 제조사에 CT의 선량 확인 기능을 추가하도록 하였다.²⁰ XR 25로 불리는 CT의 선량 확인 기능은 사용자가 CT의 촬영 조건을 입력하는 과정에서 CTDI_{vol}이나 DLP를 이용하여 스캔을 시작하기 전에 불필요한 선량의 노출이 없도록 사전에 확인하고 기본적으로 할당된 값보다 높은 경우에는 사유를 기록하도록 하고 있다. XR 25의 주된 목적은 잘못된 스캔 테크닉으로부터 발생하는 과피폭을 사전에 예방하기 위한 것이다. XR 25에서는 Notification value과 Alert value를 소개하고 있다.

1) Notification value

CTDI_{vol}이나 DLP를 이용하여 CT스캔이 미리 설정된 값을 초과하는 경우에 알림 메시지를 생성시키는 값이다. 사용자가 설정된 CTDI_{vol}이나 DLP를 초과할 경우 별도의 창에 메시지를 생성하여 스캔 세팅이 옳은지를 확인하도록 한다²¹. 환자의 상태에 따른 선택적 조건에 따라 설정된 알림 값을 넘는 스캔을 지속할 필요가 있는 경우 CT장치에 알림 값과 날짜, 시간, 검사의 구분자, 실제 조사되는 값과 사유를 입력하여 기록하고 이를 향후 피폭 선량에 대한 검토에 사용하도록 하고 있다. AAPM에서 권고하고 있는 Notification value는 Table 3과 같다.

2) Alert value

CT의 스캔에서 누적 선량 지표 값이 사용자가 미리 설정된 값을 초과하는 경우 CTDI_{vol}이나 DLP를 사용하여 주의 메시지를 주는 값으로 CT 검사를 하는 동안 해부학적 포지션에 따라 다르게 적용 된다. alert value는 각각의 스캔마다 비교되는 것이 아니고 하나의 검사가 끝난 이후에 비교되기 때문에 검사의 프로토콜에 따라 다르게 설정될 수 있다²².

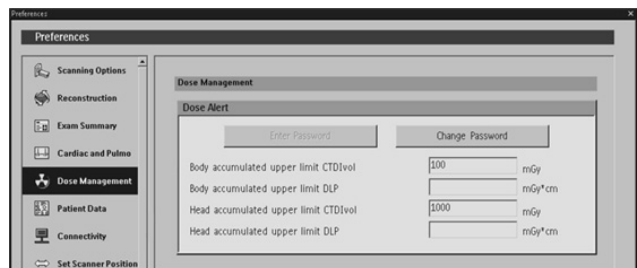


Figure 2 This screen shot showed the dose alert feature complies with the NEMA XR-25 standard by the Philips CT.

Radiation dose monitoring of CT

CT에서 피폭선량 정보는 제조사와 기종에 따라 다르게 표시하고 있다. 임상에서 사용하고 있는 CT장치에서 조사되는 CTDI_{vol}과 DLP와 같은 피폭선량의 정보는 Digital Imaging and Communication in Medicine(DICOM)의 규격에 따라 DICOM dose structured report (DICOM dose SR), DICOM modality performed procedure step messages (MPPS), DICOM header를 통해 표시하도록 하고 있다^{23,24}. 일부 CT 장치에서는 검사가 완료되고 영상으로 출력되는 dose report가 출력되며 Picture archive and communication system(PACS)에 저장된다²⁵. DICOM dose SR의 정보는 별도의 선량 기록 시스템이나 PACS에 저장하

Table 1. This table provides conversion factor base on the 32 cm diameter phantom for CTDIvol¹⁹⁾.

Table 1A			Table 1B			Table 1C			Table 1D	
AP+Lat Dim(cm)	effective Dim(cm)	conversion factor	Lat Dim(cm)	effective Dim(cm)	conversion factor	AP Dim(cm)	effective Dim(cm)	conversion factor	effective Dim(cm)	conversion factor
16	7.7	2.79	8	9.2	2.65	8	8.8	2.68	8	2.76
18	8.7	2.69	9	9.7	2.6	9	10.2	2.55	9	2.66
20	9.7	2.59	10	10.2	2.55	10	11.6	2.42	10	2.57
22	10.7	2.5	11	10.7	2.5	11	13	2.3	11	2.47
24	11.7	2.41	12	11.3	2.45	12	14.4	2.18	12	2.38
26	12.7	2.32	13	11.8	2.4	13	15.7	2.08	13	2.30
28	13.7	2.24	14	12.4	2.35	14	17	1.98	14	2.22
30	14.7	2.16	15	13.1	2.29	15	18.3	1.89	15	2.14
32	15.7	2.08	16	13.7	2.24	16	19.6	1.81	16	2.06
34	16.7	2.01	17	14.3	2.19	17	20.8	1.73	17	1.98
36	17.6	1.94	18	15	2.13	18	22	1.65	18	1.91
38	18.6	1.87	19	15.7	2.08	19	23.2	1.58	19	1.84
40	19.6	1.8	20	16.4	2.03	20	24.3	1.52	20	1.78
42	20.6	1.74	21	17.2	1.97	21	25.5	1.45	21	1.71
44	21.6	1.67	22	17.9	1.92	22	26.6	1.4	22	1.65
46	22.6	1.62	23	18.7	1.86	23	27.6	1.34	23	1.59
48	23.6	1.56	24	19.5	1.81	24	28.7	1.29	24	1.53
50	24.6	1.5	25	20.3	1.76	25	29.7	1.25	25	1.48
52	25.6	1.45	26	21.1	1.7	26	30.7	1.2	26	1.43
54	26.6	1.4	27	22	1.65	27	31.6	1.16	27	1.37
56	27.6	1.35	28	22.9	1.6	28	32.6	1.12	28	1.32
58	28.6	1.3	29	23.8	1.55	29	33.5	1.08	29	1.28
60	29.6	1.25	30	24.7	1.5	30	34.4	1.05	30	1.23
62	30.5	1.21	31	25.6	1.45	31	35.2	1.02	31	1.19
64	31.5	1.16	32	26.6	1.4	32	36	0.99	32	1.14
66	32.5	1.12	33	27.6	1.35	33	36.8	0.96	33	1.1
68	33.5	1.08	34	28.6	1.3	34	37.6	0.93	34	1.06
70	34.5	1.04	35	29.6	1.25	35	38.4	0.91	35	1.02
72	35.5	1.01	36	30.6	1.2	36	39.1	0.88	36	0.99
74	36.5	0.97	37	31.7	1.16	37	39.8	0.86	37	0.95
76	37.5	0.94	38	32.7	1.11	38	40.4	0.84	38	0.92
78	38.5	0.9	39	33.8	1.07	39	41.1	0.82	39	0.88
80	39.5	0.87	40	34.9	1.03	40	41.7	0.8	40	0.85
82	40.5	0.84	41	36.1	0.98	41	42.3	0.78	41	0.82
84	41.5	0.81	42	37.2	0.94	42	42.8	0.77	42	0.79
86	42.4	0.78	43	38.4	0.9	43	43.4	0.75	43	0.76
88	43.4	0.75	44	39.6	0.87	44	43.9	0.74	44	0.74
90	44.4	0.72	45	40.8	0.83	45	44.4	0.73	45	0.71

Table 2. This table provides conversion factor base on the 16 cm diameter phantom for CTDIvol¹⁹⁾.

Table 1A			Table 1B			Table 1C			Table 1D	
AP+Lat Dim(cm)	effective Dim(cm)	conversion factor	Lat Dim(cm)	effective Dim(cm)	conversion factor	AP Dim(cm)	effective Dim(cm)	conversion factor	effective Dim(cm)	conversion factor
12	5.7	1.5	6	8.2	1.36	6	5.8	1.5	6	1.49
13	6.2	1.47	7	8.7	1.34	7	7.3	1.41	7	1.43
14	6.7	1.44	8	9.2	1.32	8	8.8	1.33	8	1.38
15	7.2	1.42	9	9.7	1.29	9	10.2	1.26	9	1.32
16	7.7	1.39	10	10.2	1.26	10	11.6	1.19	10	1.27
17	8.2	1.36	11	10.7	1.24	11	13	1.13	11	1.22
18	8.7	1.34	12	11.3	1.21	12	14.4	1.07	12	1.18
19	9.2	1.31	13	11.8	1.19	13	15.7	1.02	13	1.13
20	9.7	1.29	14	12.4	1.16	14	17	0.97	14	1.09
21	10.2	1.26	15	13.1	1.13	15	18.3	0.92	15	1.05
22	10.7	1.24	16	13.7	1.1	16	19.6	0.88	16	1.01
23	11.2	1.22	17	14.3	1.08	17	20.8	0.84	17	0.97
24	11.7	1.19	18	15	1.05	18	22	0.8	18	0.93
25	12.2	1.17	19	15.7	1.02	19	23.2	0.76	19	0.9
26	12.7	1.15	20	16.4	0.99	20	24.3	0.73	20	0.86
27	13.2	1.13	21	17.2	0.96	21	25.5	0.7	21	0.83
28	13.7	1.1	22	17.9	0.94	22	26.6	0.67	22	0.8
29	14.2	1.08	23	18.7	0.91	23	27.6	0.64	23	0.77
30	14.7	1.06	24	19.5	0.88	24	28.7	0.62	24	0.74
31	15.2	1.04	25	20.3	0.85	25	29.7	0.59	25	0.71
32	15.7	1.02	26	21.1	0.83	26	30.7	0.57	26	0.69
33	16.2	1	27	22	0.8	27	31.6	0.55	27	0.66
34	16.7	0.98	28	22.9	0.77	28	32.6	0.53	28	0.63
35	17.2	0.97	29	23.8	0.75	29	33.5	0.51	29	0.61
36	17.6	0.95	30	24.7	0.72	30	34.4	0.5	30	0.59
37	18.1	0.93	31	25.6	0.7	31	35.2	0.48	31	0.56
38	18.6	0.91	32	26.6	0.67	32	36	0.46	32	0.54
39	19.1	0.89	33	27.6	0.65	33	36.8	0.45	33	0.52
40	19.6	0.88	34	28.6	0.62	34	37.6	0.44	34	0.5
42	20.6	0.84	35	29.6	0.6	35	38.4	0.42	35	0.48
44	21.6	0.81	36	30.6	0.57	36	39.1	0.41	36	0.47
46	22.6	0.78	37	31.7	0.55	37	39.8	0.4	37	0.45
48	23.6	0.75	38	32.7	0.53	38	40.4	0.39	38	0.43
50	24.6	0.72	39	33.8	0.51	39	41.1	0.38	39	0.41
52	25.6	0.7	40	34.9	0.48	40	41.7	0.37	40	0.4
54	26.6	0.67	41	36.1	0.46	41	42.3	0.36	41	0.38
56	27.6	0.64	42	37.2	0.44	42	42.8	0.36	42	0.37
58	28.6	0.62	43	38.4	0.42	43	43.4	0.35	43	0.35
60	29.6	0.6	44	39.6	0.4	44	43.9	0.34	44	0.34
62	30.5	0.57	45	40.8	0.39	45	44.4	0.34	45	0.33
64	31.5	0.55	46	42.1	0.37	46	44.8	0.33	46	0.32
66	32.5	0.53	47	43.3	0.35	47	45.2	0.33	47	0.3
68	33.5	0.51	48	44.6	0.33	48	45.6	0.32	48	0.29
70	34.5	0.49	49	45.9	0.32	49	46	0.32	49	0.28
72	35.5	0.47	50	47.2	0.3	50	46.4	0.31	50	0.27
74	36.5	0.46	51	48.5	0.29	51	46.7	0.31	51	0.26
76	37.5	0.44	52	49.9	0.27	52	47	0.3	52	0.25
78	38.5	0.42	53	51.3	0.26	53	47.2	0.3	53	0.24
80	39.5	0.41	54	52.7	0.24	54	47.5	0.3	54	0.23
82	40.5	0.39	55	54.1	0.23	55	47.7	0.3	55	0.22

Table 3. Notification Values recommended by the AAPM Working Group on Standardization of CT Nomenclature and Protocols²¹⁾.

CT Scan Region (of each individual scan in an examination)	CTDIvol Notification Value(mGy)
Adult Head	80
Adult Torso	50
Pediatric Head	
< 2 years old	50
2 - 5 years old	60
Pediatric Torso	
< 10 years old (16-cm phantom) ^a	25
< 10 years old (32-cm phantom) ^b	10
Brain Perfusion (examination that repeatedly scans the same anatomic level to measure the flow of contrast media through the anatomy)	600
Cardiac	
Retrospectively gated (spiral)	150
Prospectively gated (sequential)	50

^a GE, Hitachi and Toshiba scanners use the 16-cm-diameter CTDI phantom as the basis for evaluating dose indices (CTDIvol and DLP) displayed and reported for pediatric body examinations.
^b Siemens and Philips scanners use the 32-cm-diameter CTDI phantom as the basis for evaluating dose indices (CTDIvol and DLP) displayed and reported for pediatric body examinations.

여 환자에 대한 선량정보 모니터링을 진행한다. 북미방사선 의학회에서는 각 병원의 CT선량 정보를 ACR dose index registry에 저장하여 환자에 대한 불필요한 피폭을 줄이기 위해 노력하고 있다²⁶⁾. ACR dose index registry는 2014년 3월 기준으로 714개 기관에서 선량 데이터를 전송하고 있으며 8,726,281백만건의 검사에 대한 데이터를 취합하고 있어 3개월 단위로 의료기관에 현재의 상태를 피드백해주는 서비스를 제공하고 있고 이때 의료기관이 소속한 지역 또는 규모에 따른 진단참조준위와 비교된 정보를 제공한다.

3) Patient dose reduction for CT protocol

스캔 모드

CT의 스캔 모드는 검사가 이루어지는 동안 테이블이 어떻게 움직임을 반영한다. 스캔 모드에는 Axial, Helical (spiral), Dynamic 모드로 구분되고 스캔 모드의 선택은 CTDIvol의 변화에 영향을 미친다. 특히 관류스캔과 같은 Dynamic 모드에서는 동일 부위가 반복적으로 스캔되기 때문에 환자에게 높은 CTDIvol 값이 부가될 수 있으므로 각별한 주의가 요구된다. 일반적으로 조영제를 사용하는 Dynamic 스캔의 경우 30 mSv 이하이지만 여러 번 반복될 경우 방사선 상해를 일으키는 선량에 도달한다²⁷⁾.

Tube Voltage

CT에서 대조도와 영상의 노이즈, 선량은 관전압에 변화에 영향을 받는다. 조영제를 사용하는 영상은 80 kV 이하에서 최적화 되지만 이것은 기술적인 문제로 적용이 어렵다. 일반적으로 120 kV의 관전압을 사용하고 있으나 검사 부위와 방법에 따라 100 kV를 사용하는 것이 영상의 대조도대잡음비를 좋게 할 뿐 아니라 환자의 선량을 감소시킬 수 있다²⁸⁾. 관전압의 변화에 따른 CTDIvol의 변화는 Eqn.12 와 같다²⁹⁾.

Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol mOy	DLP mOy*cm	TI s	cSL mm
1	120	50 mA			5.3	0.6
2D	120	69 / 76	4.00	50	0.2	3.0
8						
9	100	40	1.07	1	0.33	10.0
10	100	40	5.33	5	0.33	10.0
14						
15D	100	212 / 324	7.97	95	0.2	0.6
21						

Figure 3 Dose sheet form coronary CT examination performed on a Siemens scanner.

$$CTDI_{vol} \propto \left(\frac{k V_{new}}{k V_{old}} \right)^n \quad n \approx 2 \sim 3 \quad (\text{Eqn. 12})$$

Tube Current Time Product, effective tube current-time

CT에서 관전류는 X선관이 회전하는 동안 조사된 X선의 양으로 CTDIvol과는 직접적으로 비례한다. 관전류의 50 % 감소는 곧 환자에게 미치는 선량이 절반으로 줄어든다는 것을 의미한다. 많은 연구자들의 논문에서 각 검사 부위에서 영상의 품질에 영향을 주지 않으면서 선량을 줄이기 위해 적절한 관전류를 제안했다. 하지만 관전류의 감소는 잡음의 증가를 동반하기 때문에 임상 의 증상에 따라 각별한 주의가 요구된다³⁰⁾.

effective tube current-time는 관전압과 피치의 비를 나타낸다. 이는 피치가 변할 때 튜브의 회전시간이나 관전류를 변경하여 동일한 영상 품질을 유지하기 위해 도입된 개념이다. effective tube current-time의 개념을 사용하는 Siemens 사나 Philips 사의 CT에서는 피치가 증가할 경우 영상의 품질을 유지하기 위해 자동적으로 관전류를 증가시킨다. 이러한 장치에서 피치와 피폭선량과의 일반적인 관계는 성립하지 않는다³¹⁾.

Collimation, Table Speed, and Pitch

피치는 겐트리가 회전하는 동안 테이블이 이동한 거리로 빠른 스피드로 이동한 테이블은 높은 피치를 나타내고 이는 환자의 선량을 감소시킨다. 좁은 콜리메이션에서 느린 피치는 조사시간을 길게하여 환자의 선량을 증가시키는 효과를 가져 온다. 따라서 동일하게 설정된 콜리메이션에서 테이블의 이동 속도를 증가시킨 피치는 환자의 선량을 감소시킨다.³¹⁾ 좁은 빔 콜리메이션을 사용할 경우 넓은 빔 콜리메이션을 사용할 때 보다 높은 CTDIvol값을 가진다.

Automatic Exposure Control

CT에서 자동조사조절장치(Automatic Exposure Control, AEC)는 장치의 명칭과 기능은 CT를 제조하는 제조사에 따라 다르게 명명되어 있으나 기능은 모두 환자를 투과한 X선의 선량을 최적화하여 영상의 화질을 유지하면서 선량을 줄이는데 목적이 있다. AEC의 가장 큰 이점은 환자에게 부가되는 선량을 조절하면서 광자의 부족으로 생기는 영상의 결점을 보완하고, X선관의 부하를 줄이면서 환자를 스캔하여 적절한 영상의 농도를 만들 수 있다는 것이다^{32,33)}. 멀티 디텍터 CT 장치에서 AEC의 방식에는 Standard Deviation-based AEC(SD AEC), Noise Index-based AEC(NI AEC),

Reference Milliampere-based AEC(RM AEC), Reference Image-based AEC(RI AEC)로 구분된다.

SD AEC의 목적은 영상의 노이즈를 목적하는 SD값과 일치시켜 영상의 화질을 유지하는 것으로 영상에서 SD값이 높은 경우 잡음이 증가한다는 것을 의미하고 SD 값이 낮은 경우 잡음이 감소된다는 것을 의미한다. 이 시스템에서 topogram에 포함된 감약 정보를 이용하여 각 슬라이스에서 관전류를 계산한다.

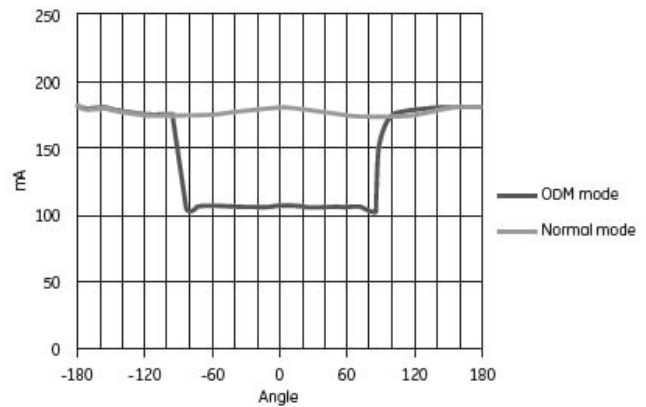


Figure 4 mA profile during one rotation (Organ dose modulation technique) of SmartmA by GE Healthcare.

NI AEC는 사용자에 의해 설정된 noise index에 의해 적절한 관전류의 범위를 설정한다. 영상에서 잡음은 관전압의 역수의 제곱에 비례한다. GE사에서 제공하는 NI AEC는 AutomA와 SmartmA로 구분되면 AutomA는 환자의 사이즈와 관련된 Z축 AEC기법을 사용하며 SmartmA는 회전방향의 AEC기법이다³⁴⁾.

RM AEC의 기법으로 Siemens사의 CARE Dose 4D는 helical pitch에서 관전류 범위에 상응하는 유효관전류(effective mA)을 사용한다. 유효관전류는 평균 환자의 크기를 이용하여 산정된다. CARE Dose 4D는 환자의 사이즈에 따라 다른 영상의 잡음을 균일하게 유지하기 위한 목적으로 사용되고 환자의 X축, Y축, Z축 방향의 topogram을 이용하여 관전류를 조절한다.

$$Effective\ mA\ Range = mA \times \left(\frac{Gantry\ rotation\ time\ (sec)}{pitch\ factor} \right) \quad (\text{Eqn. 13})$$

Philips 사의 RI AEC는 두 가지 형태의 dose modulation 기법을 사용하고 있다. DoseRight는 환자의 크기에 따라 자동으로 관전류를 선택하는 Z축 방향의 관전류 조절방식

Table 4. Summary of AEC capability³⁴⁾.

Manufacture	Patient size AEC	Z-axis AEC	Rotational AEC
GE	AutomA	AutomA	SmartmA
Philips	DoseRight AEC		DoseRight Dom
Siemens	CARE Dose 4D	CARE Dose 4D	CARE Dose 4D/CARE Dose
Toshiba	SureExposure	SureExposure	

이고 DoseRight DOM(D DOM)은 튜브 회전 방향의 modulation 기법으로 사용자의 설정에 따라 한 가지 또는 두 가지를 동시에 적용할 수 있다. 이 기법은 사전에 기준영상에서 X선 흡수를 측정하고 이를 기반으로 자동적으로 관전류를 조절하여 가장 낮은 관전류를 제안하는 방식이다³⁴⁾.

II. 결 론

모든 방사선 검사는 검사 과정에서 정당성이 확보되어야 하고, 피폭 선량과 영상의 화질에 대한 최적화가 이루어져야 하며 최소의 선량으로 최적의 임상정보 제공을 위한 ALARA의 법칙이 적용되어야 한다. 이를 위해서는 장치의 특성을 이해하고 정확한 정보를 전달하는 것이 중요하다. 따라서 본 연구에서는 CT의 선량과 관련되는 기본적인 개념과 각각의 CT파라미터들이 CT선량에 어떠한 영향을 미치는지 알아보았다.

국내에서도 CT 사용빈도는 계속해서 증가하고 있고 의료진과 일반인들에 의한 방사선 피폭에 대한 관심도 또한 증가하고 있다. 2014년 식품의약품안전처에서 CT의 선량을 추정하는 프로그램을 배포하였고 일부 의료기기 제조사들이 CT의 피폭선량을 수집하고 기록 보관하는 시스템을 소개하고 있으나 아직 본격적인 도입은 지연되고 있는 상태이다. 뿐만 아니라 국내에서는 ACR dose index registry와 같은 national dose registry도 구성되고 있지 않다. 그러므로 향후 의료기관의 선량관리에 대한 안내와 진단참조준위의 재정을 위해서는 national dose registry와 같은 선량관리 시스템의 구축이 필요하다.

CT검사에서 불필요한 피폭선량을 줄이기 위해서는 CT의 선량과 관련되는 인자들을 이해하여 검사과정에서 환자에 따라 적절한 조절이 진행되어야 한다. CT 검사가 진행되는 과정에서 X선이 환자에게 조사되기 이전에 CTDIvol이나 DLP와 같은 값을 확인하여 환자에게 적절한 선량 이주어지는 지를 확인하고 높은 X선이 조사되는 환자에서는 이유를 반드시 명시하여 환자의 피부 상해에 대한 잠재적 위험을 평가하여야 하고 검사종료 후 피폭선량 관리에 이용할 수

있도록 하여야 할 것이다. 뿐만 아니라 임상에서 환자의 사이즈에 따른 방사선의 영향을 정확히 파악하기 위해 환자의 사이즈에 따른 선량 효과를 고려한 보정계수를 적용하여 피폭선량에 대한 과피폭 발생을 사전에 방지하여야 할 것이다. 특히 방사선에 대한 민감도가 높은 소아 환자의 CT검사에서는 사이즈에 대한 피폭 선량의 효과를 정확히 이해하는 것이 중요하리라 생각한다. AAPM에서 SSDE의 개념을 발표한 이후 선진국의 의료기관에서는 환자의 검사에 SSDE를 적용하여 환자의 CT선량을 평가하고 있다. 따라서 국내에서도 SSDE에 대한 정확한 개념을 이해하고 이를 적용하여 환자의 피폭선량을 평가하려는 노력이 필요하다.

또한 CT에서의 환자 선량의 저감을 위해서는 장치의 특성을 잘 이해하고 AEC와 같은 기법을 활용하여 영상의 화질을 저하시키지 않고 최적의 영상정보를 제공하는 기법에 대한 이해가 필요하다.

참고문헌

1. Jessen K, Panzer W, Shrimpton P. EUR 16262, European guidelines on quality criteria for computed tomography. Luxemburg: Office for Official publications of the European Communities, 2000
2. Yun Liang and Robert A. Kruger Dual-slice spiral versus single-slice spiral scanning: Comparison of the physical performance of two computed tomography scanners. Med Phys 23, 205–220, 1996
3. Hui Hu. Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. Med. Phys. (26) 5, 1999
4. Cynthia H. McCollough and Frank E. Zink. Performance evaluation of a multi-slice CT system. Med. Phys. 26, 2223, 1999
5. Shinichiro Mori, Masahiro Endo, Takanori Tsunoo, et al. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. Med. Phys. 31, 1348, 2004

6. Ernesto Di Cesare, Antonio Gennarelli, Alessandra Di Sibio, et al. Image quality and radiation dose of single heartbeat 640–slice coronary CT angiography: A comparison between patients with chronic Atrial Fibrillation and subjects in normal sinus rhythm by propensity analysis. *Eur J Radiol* 1–6, 2015
7. National Council on Radiation Protection and Measurement. Ionizing radiation exposure of the population of the United States. Report No. 160, NCRP, 2009
8. James A. Brink, Richard L. Morin, Size-specific Dose Estimation for CT: How Should It Be Used and What Does It Mean? *Radiology* 265, 666–668, 2012
9. Thomas L. Slovis. Children, Computed Tomography Radiation Dose, and the As Low As Reasonably Achievable (ALARA) Concept. *PEDIATRICS*112(4), 971–971, 2003
10. Rebecca Smith-Bindman. Is Computed Tomography Safe? *N ENGD J MED* 363(1), 1–4, 2010
11. Michael Yong Park, Seung Eun Jung. CT radiation dose and radiation reduction strategies. *J Korean Med Assoc* 54(12), 1262–1268, 2011
12. Health Insurance Review & Assessment Service. 2005 National health insurance statistical yearbook. Seoul: Health Insurance Review & Assessment Service 2006
13. Yong-Su Yoon, Jung-Min Kim, Hyun-Ji Kim, et al. Report for Spreading Culture of Medical Radiation Safety in Korea : Mainly the Activities of the Korean Alliance for Radiation Safety and Culture in Medicine(KARSM). *JRST*36(3), 2013
14. Thomas B. Shope, Robert M. Gagne and Gordon C. Johnson. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med. Phys.* 8, 488, 1981
15. U. S. Food and Drug Administration (FDA). Diagnostic X-Ray Systems and Their Major Components. Code of Federal Regulations. 21 CFR 1020.33, 1984
16. Leitz, W., B. Axelsson, and G. Szendrő. "Computed tomography dose assessment—a practical approach." *Radiation Protection Dosimetry* 57(1–4), 377–380, 1995
17. Siegel MJ, Schmidt B, Bradley D, Suess C, Hildebolt C. Radiation dose and image quality in pediatric CT: effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology* 233(2), 515–52, 2004
18. Cynthia H. McCollough, Shuai Leng, Lifeng Yu, Dianna D. Cody, John M. Boone and Michael F. McNitt-Gray, CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing. *Radiology* 259(2), 311–316, 2011
19. American Association of Physicists in Medicine. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. American Association of Physicists in Medicine, 2011
20. Mahadevappa Mahesh. Advances in CT technology and application to pediatric imaging. *Pediatric Radiology* 41(2), 493–497, 2011
21. Donald L. Miller, Mythreyi Bhargavan-Chatfield, Mark R. Armstrong, Priscilla F. Butler. Clinical Implementation of the National Electrical Manufacturers Association CT Dose Check Standard at ACR Dose Index Registry Sites. *Journal of the American College of Radiology.* 11(20), 989–994, 2014
22. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). AAPM recommendations regarding notification and alert values for CT scanners: guidelines for use of the NEMA XR 25 CT Dose Check standard. Accessed Feb 10, 2015 Accessed : <http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/>
23. Thomas Treichel, Philipp Liebmann, Oliver Burgert, Michael Gessat. Applicability of DICOM structured reporting for the standardized exchange of implantation plans. *Int J CARS* 5, 1–9, 2010
24. Tessa S. Cook, Stefan L. Zimmerman, Scott R. Steingall, Andrew D. A. Maidment, Woojin Kim, William W. Boonn. Informatics in Radiology. RADIANCE: An Automated, Enterprisewide Solution for Archiving and Reporting CT Radiation Dose Estimates. *RadioGraphics* 31, 1833–1846, 2011
25. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Supplement 94: Diagnostic X-Ray Radiation Dose Reporting (Dose SR). WG-06 Dose Reporting, 2005

26. Anne M Scott. Current Issues in Radiation Dose Monitoring and Reporting. *RADIOLOGIC TECHNOLOGY* 85(5), 2014
27. Brix, G., Lechel, U., Nekolla, E., Griebel, J., & Becker, C. Radiation protection issues in dynamic contrast-enhanced (perfusion) computed tomography. *European journal of radiology*. 2014
28. W.A. Kalender. Dose in X-ray computed tomography. *Phys Med Biol*, 59, 129-150, 2014
29. Paul, J., Krauss, B., Banckwitz, R., Maentele, W., Bauer, R. W., & Vogl, T. J. Relationships of clinical protocols and reconstruction kernels with image quality and radiation dose in a 128-slice CT scanner: study with an anthropomorphic and water phantom. *European journal of radiology*, 81(5), 699-703, 2012
30. Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, Lins E, Kotter R, Modder U. CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction. *AJNR Am J Neuroradiol* 21, 1654-1660, 2000
31. Mahesh M, Scatarige JC, Cooper J, Fishman EK. Dose and pitch relationship for a particular multi-slice CT scanner. *AJR Am J Roentgenol* 177, 1273-1275, 2001
32. Kalender W.A., Wolf H., Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: phantom measurements. *Med Phys* 26, 2248-2253, 1999
33. Gies M., Kalender W. A., Wolf H., Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: simulation studies. *Med Phys* 26, 2235-2247, 1999
34. KeatN. Report 05016 CT scanner automatic exposure control systems. London, England: ImPACT. 2005 Accessed March 8, 2015 Accessed http://www.impactscan.org/reports/Report_05016.htm

•Abstract

Basic Principles of CT Dose Index and Understanding of CT Parameter for Dose Reduction Technique

Jung-Su Kim¹⁾²⁾ · Soon-Mu Kwon³⁾ · Jung-Min Kim¹⁾

Department of Bio-convergence Engineering, The Graduate School of Korea University Radiation Health Safety Researching Center¹⁾

Department of Radio-technology, Health Welfare, Wonkwang Health Science University²⁾

Department of Radiological Science, The Graduate School of Catholic University of Daegu.³⁾

Computed tomography(CT) using radiation have potential risks. All medical radiographic examinations should require the justification of medical imaging examinations and optimization of the image quality and radiation exposure. The CT examination was higher radiation dose than general radiography. Especially pediatric CT examinations need to great caution of radiation risk. Because of pediatric patient was more sensitive of radiation exposure. Therefore, physician should consider the knowledge of CT radiation exposure indicator information for reduce a needless radiation exposure. This article was aim to understanding of CT exposure indicator, size-specific dose estimates by American Association of Physicists in Medicine (AAPM) report 204, XR 25 and understanding of CT dose reduction technique.

Key Words : SSDE, XR25, CTDIvol, Dose, Computed Tomography