

<원저>

두부 CT 검사 시 테이블 높이에 따른 선량과 화질에 관한 연구

김기원¹⁾·오주영²⁾·민정환³⁾·이상선¹⁾·이영봉¹⁾·임경환¹⁾·이윤⁴⁾¹⁾한전의료재단 한일병원 영상의학과·²⁾연세암병원 방사선종양학과·³⁾신구대학교 방사선학과⁴⁾고려대학교 의료영상공학과A Study on Radiation Dose and Image Quality according to
CT Table Height in Brain CTKi-Won Kim¹⁾·Joo-Young Oh²⁾·Jung-Whan Min³⁾·Sang-Sun Lee¹⁾·Young-Bong Lee¹⁾Kyung-Hwan Lim¹⁾·Yun Yi⁴⁾¹⁾Department of Radiology, Han-il General Hospital²⁾Department of Radiation Oncology, Yonsei Cancer Center³⁾Department of Radiological Science, Shin-gu University⁴⁾Department of Medical Imaging Engineering, Korea University

Abstract The height of the table should be considered important during computed tomography (CT) examination, but according to previous studies, not all radiology technologists set the table at the patient's center at the examination, which affects the exposure dose and image quality received by the patient. Therefore, this study intends to study the image quality exposure dose according to the height of the table to realize the optimal image quality and dose during the brain CT scan. The head phantom images were acquired using Philips Brilliance iCT 256. When the image was acquired, the table height was adjusted to 815, 865, 915, 965, 1015, and 1030 mm, respectively, and each scan was performed 3 times for each height. For the exposure dose measurement, optically stimulated luminescence dosimeter (OSLD) was attached to the front, side, eye, and thyroid gland of the head phantom. In the signal to noise ratio (SNR) measurement result, The SNR values for each table height were all lower than 915 mm. As a result of exposure dose, the exposure dose on each area increased as the table height decreased. The height of the table has a close relationship with the patient's radiation exposure dose in the CT scan.

Key Words: Computed Tomography, CT Table, Head Phantom, Optically Stimulated Luminescence Dosimeter, Exposure Dose

중심 단어: 컴퓨터단층촬영, 테이블, 두부 팬텀, 광자극발광선량계, 피폭선량

I. 서론

컴퓨터단층촬영(computed tomography, CT)은 방사선 영상진단 분야에서 우수한 대조도 분해능(contrast resolution)과 공간분해능(spatial resolution)으로 인체 장기의 해부학적 구조를 정확하게 묘출하고 장기의 기능이나 상태를 영상화가 가능하여 임상에서 많이 사용되고 있다[1]. 두부 CT

검사의 경우 뇌혈관 질환, 뇌출혈, 두부외상 등 여러 가지 두부 질환을 진단하는 데 이용되며 가장 많이 시행되는 검사이다. 이중 뇌졸중은 뇌에 혈류 공급이 중단되면 뇌세포가 죽게 되어 돌이킬 수 없는 결과를 초래하기 때문에 CT 검사를 우선으로 시행한다[2]. 이러한 이유로 환자들이 받는 피폭선량 또한 가장 많이 증가하고 있으며 다중 위상 검사(multi phase study)와 얇은 단편 두께의 적용으로 인해

Corresponding author: Yun Yi, Department of Medical Imaging Engineering, Korea University, 2511, Sejong-ro, Jochiwon-eup, Sejong-si, 30019, Republic of Korea / Tel: +82-44-860-1307 / E-mail: yunyi76@gmail.com

Received 27 February 2023; Revised 13 March 2023; Accepted 17 March 2023

Copyright ©2023 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

다른 방사선 검사방법과 비교했을 때 환자가 받는 피폭 방사선량이 상대적으로 높다[3]. 두부 CT 검사 시 측정된 피폭 선량은 흉부 방사선검사보다 10 배 이상이라고 보고되고 있으며, 국제 방사선 방어 위원회(international commission on radiological protection, ICRP)는 수정체와 갑상선은 가장 방사선감수성이 높은 조직으로 방사선에 의해 장해를 받을 수 있다고 보고하였다[3-6].

ICRP는 일반인의 유효 선량한도를 연간 1 mSv로 권고하고 있다. 하지만 단 1 회의 CT 검사만으로도 ICRP가 권고하는 유효 선량한도를 초과한다. 이러한 피폭 결과는 빈번한 CT 촬영이 환자에게 해가 될 수도 있음을 시사한다. ICRP는 ALARA (as Low as reasonably achievable) 원칙에 따라 검사자와 환자에 대한 방사선 방어가 반드시 이루어져야 한다고 권고하고 있다. 또한 환자의 방사선 피폭을 초래하는 모든 의료상의 결정은 환자에게 위험보다는 이익이 더 크다는 이유로 환자가 진단을 위해 받는 의료피폭이 정당화되고 있지만, 최소한의 선량으로 진단에 적합한 화질의 영상이나 결과를 얻는 것이 의료영상 형성의 궁극적인 목적이다. 의료방사선 피폭은 인공 방사선 피폭 중 가장 큰 비중을 차지하고 있어서 방사선검사 시 환자의 피폭 감소를 위한 연구가 필요하며[7,8], 프로토콜 조절과 자동노출 제어 (auto exposure control, AEC) 및 관전류 변조 기법(tube current modulation, TCM)에 따른 선량에 관한 연구가 많이 이루어지고 있다[9-11].

프로토콜 조절에 대한 환자 피폭선량 연구뿐만 아니라 다른 연구에서는 환자가 직접 누워 검사되는 촬영 테이블 높이에 따라 환자가 받는 피폭선량과 영상의 화질이 변화한다고 보고하였다[12-20].

이에 본 연구는 CT 검사 중 큰 비중을 차지하는 두부 CT에서 최적화된 선량과 화질을 구현하기 위해 두부 CT 검사 시 테이블 높이에 따른 선량과 화질을 연구하고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 연구재료

본 연구에 사용된 장비는 Brilliance iCT 256 (256 slice MDCT, Philips Healthcare; Netherlands)이며, head phantom은 CIRS radiosurgery head phantom, 선량계는 광자극발광선량계(optically stimulated luminescent dosimeter, OSLD)를 이용하였다[Fig. 1]. 영상 분석을 위해 SPM12 (SPM software; UK), MITK Workbench v2022.04 (German Cancer Research Center; Germany)를 이용하였다.

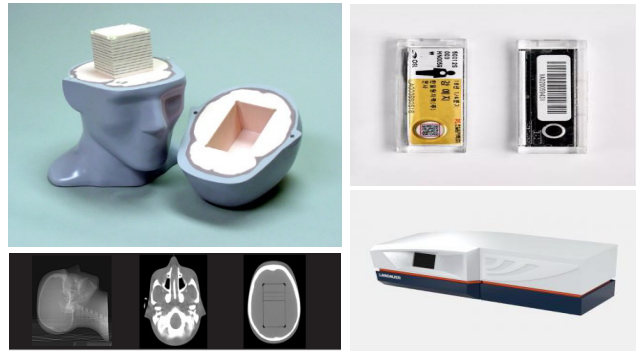


Fig. 1. CIRS radiosurgery head phantom and dosimeter

2. 연구 방법

1) 영상획득

Head phantom을 CT 테이블에 위치시키고 CT 테이블의 높이를 head phantom의 정중앙 높이인 915 mm를 기준으로 50 mm의 간격을 두어 설정하여 각각 815, 865, 915, 965, 1015, 1030 mm로 조절하여 높이별로 각 3 회씩 scan 하였다. CT 장비 특성상 최대 테이블 높이가 1030 mm여서 1030 mm를 최대 테이블 높이로 설정하였다[Fig. 2]. 두부 CT 검사 프로토콜은 다음과 같다(Table 1).

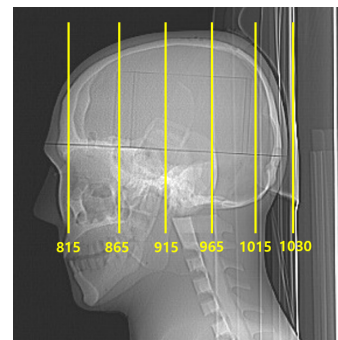


Fig. 2. The table height of brain CT scan for measurement

Table 1. Brain CT scan parameter

Parameter	
Scan type	Helical
Part	Head
Collimation	64*0.625
Pitch	0.203
Rotation time	0.4
Thickness	0.8
Increment	0.4
Matrix	512*512
Filter	Brain standard

2) 영상 전처리

모든 CT 영상의 같은 공간상 좌표에서 관심 영역의 통계 값을 추출하기 위하여 “SPM12” 소프트웨어를 통해, 비용함수(cost function)는 normalized cross correlation, 보간법(interpolation)은 trilinear interpolation으로 각 영상을 상호 정합(registration)하였다[21].

3) 영상 분석

신호대잡음비(signal to noise ratio, SNR) 측정을 위해 획득한 영상들은 “MITK Workbench v2022.04”를 이용하여 phantom 내의 관심 영역과(region of interest, ROI) background 관심 영역의 hounsfield unit (HU)을 추출하였다[22]. Background 관심 영역은 각 영상의 왼쪽과 오른쪽 위 끝에 하나씩 설정하였으며 phantom 내의 관심 영역은 head phantom을 Bottom, Middle 1, Middle 2, Top으로 나누고 Bottom에는 관심 영역 2개 Middle 1, 2는 3개 Top은 2개로 설정하여 각 영역의 평균값과 표준편차를 계산하고 아래 식 (1)로 SNR을 측정하였다[Fig. 3][23-25].

$$SNR = \frac{ROI SI_{Avg}}{Background SD_{Avg}} \quad (식 1)$$

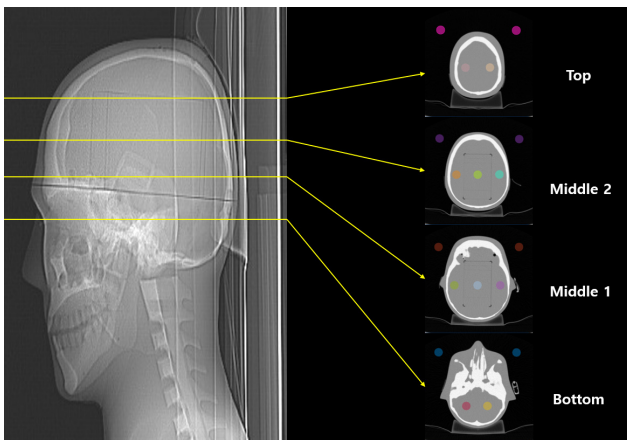


Fig. 3. Measurement of ROI and background intensity for SNR measurement

4) 선량 측정

선량 측정을 위해 head phantom을 CT 테이블에 위치시키고 phantom의 앞면, 옆면, 눈, 갑상선 부위에 OSLD를 부착하고 CT 테이블의 높이를 각각 815, 865, 915, 965, 1015, 1030 mm로 조절하여 높이별로 각 3 회씩 scan 하였다[Fig. 4].



Fig. 4. The exposure dose measurements for head phantom

III. 결과

1. CT 테이블 높이에 따른 SNR

SNR 측정 결과에서는 테이블 높이가 head phantom의 center인 915 mm에서 6.197±1.21로 가장 높은 SNR 값을 나타냈으며, 1030 mm에서 3.933 ± 0.931로 가장 낮은 SNR 값을 나타냈다. 각 테이블 높이별 SNR의 평균값은 모두 915 mm보다 낮은 값을 나타냈다(Table 2)[Fig. 5].

2. CT 테이블 높이에 따른 피폭선량

테이블의 높이가 낮아질수록 head phantom의 부위별 피폭선량이 증가하였으며 가장 높은 테이블 높이인 1030 mm에서 평균 피폭선량은 7.194 ± 0.288, 가장 낮은 높이인 815 mm에서는 15.712 ± 0.976으로 약 2 배 이상 선량이 증가하였다(Table 3).

CT 테이블 높이에 따른 피폭선량의 변화를 모형화(modelling)하기 위하여, 선형적합(linear fitting)을 통해 선형회귀식과 결정계수(coefficient of determination, R²)를 확인하였다. 선형회귀분석 결과 회귀 모형은 y = -0.0391x + 47.557 이었고, 결정계수는 R² = 0.9687이었다.

3. 선량과 SNR의 관계

각 테이블의 높이와 선량의 회귀 모형이 음의 선형 관계를 보이므로, 각 sample은 산점도(scatter plot)로 표현할 때 X축 방향의 선량은 테이블의 높이와 반비례하는 순서로 표현된다. 곧, 테이블 높이 1030 mm(빨간색)는 가장 좌측에 있고, 815 mm(파란색)는 가장 우측에 있다. Y축을 SNR

로 설정하여 선량과 SNR의 관계를 볼 때, 테이블 높이 915 또는 965 mm에서 가장 높은 SNR을 가진다. 곧, 산점의 모양이 중앙부가 높은 역 U자 형태의 그래프가 예상되었으며,

이는 곧 다음과 같이 이차식 곡선 적합(quadratic curve fitting)을 하여 선량과 SNR의 관계 모형을 찾을 수 있다 [Fig. 6].

Table 2. The SNR results according to height of CT table

Height(mm)	Bottom	Middle 1	Middle 2	Top	Average	p*
815	3.733 ± 0.117	5.065 ± 0.210	5.318 ± 0.142	6.929 ± 0.228	5.247 ± 1.049	< 0.01
865	3.726 ± 0.069	4.858 ± 0.243	5.665 ± 0.141	7.688 ± 0.268	5.440 ± 1.345	< 0.01
915	4.484 ± 0.060	5.814 ± 0.220	6.448 ± 0.151	8.107 ± 0.323	6.197 ± 1.210	Na
965	4.076 ± 0.144	5.170 ± 0.149	5.630 ± 0.115	8.235 ± 0.144	5.702 ± 1.407	< 0.01
1015	4.205 ± 0.199	4.700 ± 0.186	5.560 ± 0.206	8.419 ± 0.099	5.403 ± 1.152	< 0.01
1030	2.972 ± 0.047	3.292 ± 0.100	4.154 ± 0.111	5.525 ± 0.114	3.933 ± 0.931	< 0.01

*the probability of Wilcoxon's signed-rank test

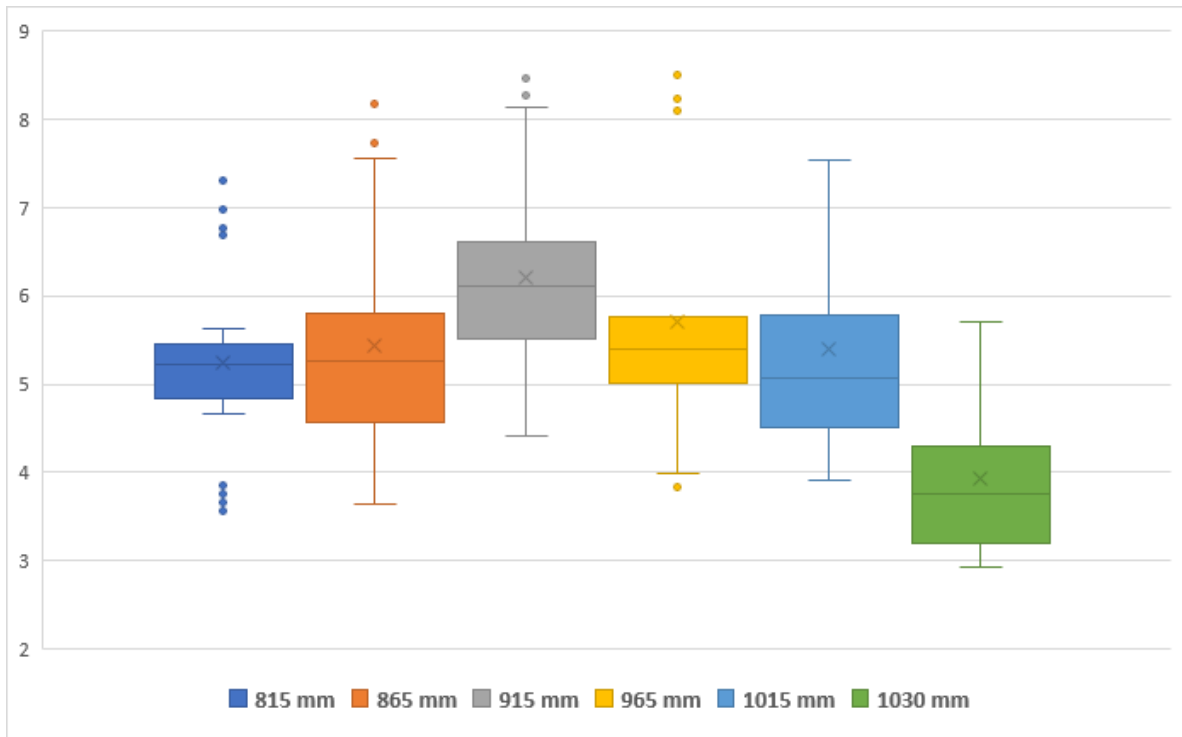


Fig. 5. The SNR box plot according to height of CT table

Table 3. Exposure dose according to height of CT table

Height (mm)	Frontal	Eye	Temporal	Thyroid	Average
815	22,177 ± 2,235	24,153 ± 1,254	14,717 ± 0,720	1,800 ± 0,159	15,712 ± 0,976
865	21,390 ± 2,472	18,470 ± 0,440	15,720 ± 1,136	1,910 ± 0,061	14,373 ± 0,913
915	15,787 ± 1,354	16,480 ± 1,300	15,543 ± 1,125	1,867 ± 0,163	12,419 ± 0,927
965	11,417 ± 0,951	12,603 ± 1,012	14,770 ± 1,037	1,813 ± 0,115	10,151 ± 0,351
1015	8,313 ± 0,348	9,043 ± 0,641	12,210 ± 0,822	1,427 ± 0,038	7,748 ± 0,313
1030	7,287 ± 0,494	8,740 ± 0,684	11,583 ± 0,930	1,167 ± 0,081	7,194 ± 0,288

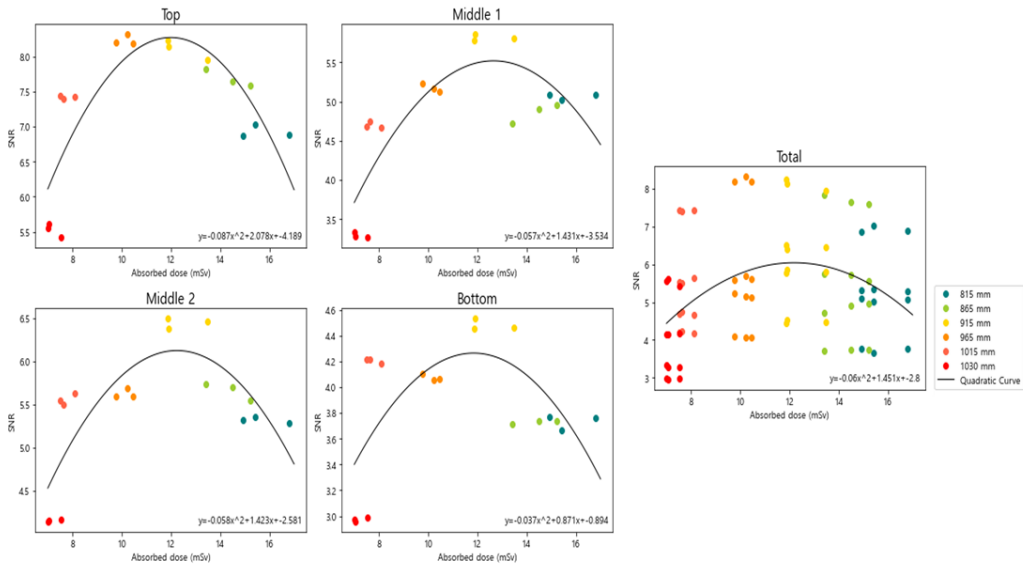


Fig. 6. The relation between exposure dose and SNR

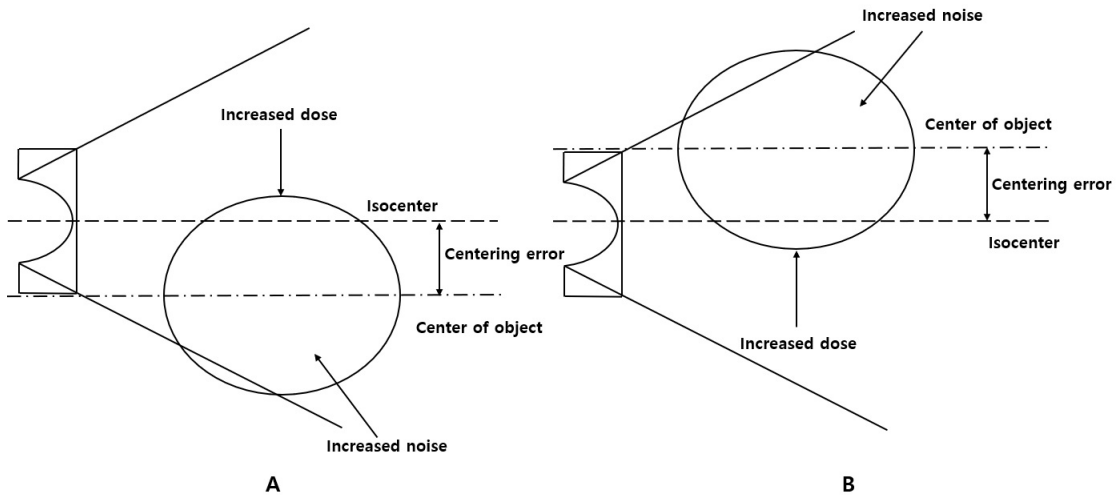


Fig. 7. The change of exposure dose and noise according to height of CT table

IV. 고 찰

CT 검사는 진단 및 치료 계획 영역 같은 정확성을 요구하는 검사에서 많이 시행하고 있어 임상 의료 진단에서 CT 검사의 많은 증가를 가져왔다[26]. 검사가 증가함에 따라 환자에게 사용되는 의료방사선은 매년 증가하고 있다. 의료방사선 피폭은 인위적인 방사선 피폭 중에서 가장 큰 비중을 차지하기 때문에 환자의 피폭 감소를 위한 연구는 지속되어야 한다[7].

이전 연구에 따르면 CT 테이블을 환자 center에 맞추지 않은 채 검사를 하는 것은 일반적으로 일어날 수 있는 일이며 이때 테이블의 높이는 보통 center보다 낮게 설정되는

경우가 많다고 보고되었다[17,19,20]. 또한 보통 체격보다 작고 두께가 얇은 환자를 검사할 때 테이블 center가 낮게 설정되는 경우가 더 많다고 보고되었다. 따라서 방사선에 민감한 소아를 검사하는 경우 테이블 center를 정확히 설정하는데 특별한 주의를 기울여야 한다[13-15].

본 연구는 두부 CT 검사 시 테이블 높이에 따른 선량과 영상 화질의 변화를 통해 테이블 높이의 중요성을 알아보고자 하였다.

T. Toth et al.과 다른 여러 연구에서 CT 검사 시 테이블의 높이가 환자 center에 설정되었을 때 가장 우수한 영상을 나타냈으며 center가 불일치할 때 영상에 잡음이 증가하는 것으로 나타났다[13-16]. 본 연구의 SNR 측정 결과에서

도 head phantom의 center 높이인 915 mm가 top 부분을 제외한 나머지 부분에서 가장 높은 SNR 값을 나타냈다.

선량 측정 결과에서는 테이블의 높이가 낮아질수록 선량이 증가하였으며 이러한 연구 결과는 이전의 연구 결과와 유사한 결과를 보였다. T. Toth et al.과 J. Li et al.의 연구에서 CT 테이블의 높이가 center에서 각각 3 cm 및 6 cm 아래로 벗어났을 때 32 cm CTDI 팬텀의 선량이 18% ~ 41%가 증가하였다[13,14]. T. Kaasalainen et al.의 연구에서는 고정된 관전류 값을 사용한 소아 흉부 phantom의 CT scan에서 테이블 높이가 center보다 6 cm 아래에서 scan되는 경우 최대 16%의 유방 선량이 증가하였으며 성인 phantom을 이용한 chest CT에서도 테이블의 높이가 낮아질수록 선량이 증가하는 결과를 보였다[16,17].

이러한 선량 측정 결과는 CT 장비에 내장된 bow-tie filter에 의한 X-선속의 선량 분포에 기인한다. Bow-tie filter는 인체의 모양을 보상하여 인체를 투과한 선량이 검출기로 균일하게 도달할 수 있게 함으로써 선량을 감소시키고 화질을 향상시키는 역할을 한다. 즉, 인체의 두꺼운 중앙 부위에서는 가장 많은 선량이 조사되고, 얇은 가장자리 부위에는 가장 적은 선량이 조사 되도록 조절하여 X-선속의 선량 분포를 결정한다[27]. T. Toth et al.과 다른 여러 연구에서는 이러한 bow-tie filter의 특성으로 인해 테이블의 높이가 기준보다 높거나 낮게 되면 bow-tie filter에 여과된 X-선의 중심 선속이 피사체의 중심보다 얇은 부위인 위쪽 표면 혹은 아래쪽 표면으로 향하게 되어 표면 선량이 증가하게 되며 피사체의 중심부에는 bow-tie filter에 의해 감소된 선량이 조사되어 영상의 잡음이 증가한다고 보고하였다[14,15][Fig 7].

결론적으로, 테이블 높이의 변화는 환자가 받는 피폭선량이나 영상의 화질에 큰 영향을 주며, 테이블이 낮아질수록 각 측정 부위의 선량은 높아졌으며 SNR 결과는 phantom의 center인 915 mm에서 가장 높게 측정되었고 그다음으로는 center보다 50 mm 높은 965 mm에서 SNR이 높게 측정되었다. 이러한 결과는 두부 CT 검사 시 테이블 높이를 두부의 center에 설정하고 검사를 해야 선량과 화질이 균형을 이루는 영상을 만들 수 있음을 알 수 있으며 소아 환자나, 두부 질환으로 인해 추적 검사로 여러 번 CT 검사를 받는 환자처럼 방사선에 민감한 환자들을 검사하는 경우 테이블의 높이를 center보다 조금 높게 설정하여 검사하면 화질은 약간 저하되지만, 피폭선량은 줄일 수 있는 영상을 만들 수 있을 것으로 생각된다.

이전의 연구들과 본 연구의 차이점으로는 인체의 두부를 모사한 phantom을 사용하여 방사선에 민감한 인체 조

직인 갑상선과 눈의 표면 선량을 측정하였고 화질 측정 시 인체와 같은 phantom을 사용했기 때문에 poly methyl methacrylate (PMMA) 소재의 phantom보다 빠르, 연부 조직에서의 감약에 의한 데이터를 획득할 수 있어 더욱더 정확한 화질 평가가 가능하였다. 또한 화질 평가 시 단순한 잡음 측정이 아니라 잡음 신호 대비 관심 영역의 신호 세기를 나타내는 SNR을 측정하였고 SNR 측정 시 모든 CT 영상의 같은 공간상 좌표에서 관심 영역의 통계값을 추출하기 위하여 각 영상을 상호 정합을 시행했다는 것에 학술적 의의를 둘 수 있다.

마지막으로, 선량과 화질의 관계는 SNR 측정과 비교할 수 있지만, 변조전달함수(modulation transfer function, MTF)와도 관련성이 있다고 할 수 있다. 그 이유는 선량과 화질에 대한 평가항목에 MTF가 있으며, 공간주파수 상태에서의 공간해상력을 확인할 수 있다. 따라서, 정량적 평가로써 CT 장비의 선형성 및 물리적 특성을 확인하는 데 도움을 줄 수 있으며, 앞으로는 영상의학과에서의 의료영상에 대한 정량평가 방법이 품질관리 요구도를 충족시킬 수 있을 것으로 생각된다[28-31].

본 연구의 제한점으로는 여러 제조업체가 아닌 하나의 제조업체의 CT만 사용하여 실험한 것이며 이는 제조사마다 장비 특성이 다양하여 CT 테이블에 따른 선량이나 화질의 결과도 장비마다 조금씩 다를 수 있다. 또한 본 연구는 테이블의 높이 설정과 선량 측정을 두부를 기준으로 연구하여 향후 흉부나 복부, 사지 등 여러 가지 인체 부위들을 대상으로 한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

본 연구에 따르면 두부 CT 검사 시 테이블이 낮아질수록 선량이 증가하였으며 SNR은 테이블을 검사 부위의 center에 설정한 915 mm에서 가장 높게 측정되었다. 이러한 결과를 통해 CT 검사에 있어서 테이블의 높이는 환자의 피폭선량과 영상의 화질에 큰 영향을 준다는 것을 알 수 있었다.

REFERENCES

- [1] Kim DW, Kim HS, Park SO, Park JS, You BH, Lee KS, et al. Textbook of computed tomography. Dae-hak Publishing Co.; 2010.
- [2] You IC. A study on the image quality and dose in

- sequence mode and spiral mode in brain CT [master's thesis]. Sejong: Korea University; 2022.
- [3] Kubo T, Ohno Y, Kauczor HU, Hatabu H. Radiation dose reduction in chest CT—review of available options. *Eur J Radiol.* 2014;83(10):1953–61.
- [4] Dalrymple GV, Goulden ME, Kollmorgen GM, Vogel H. *Medical radiation biology.* Philadelphia: WB Saunders Company; 1973:235.
- [5] Nishizawa K, Maruyama T, Takayama M, Okada M, Hachiya J, Furuya Y. Determinations of organ doses and effective dose equivalents from computed tomographic Examination. *Br J Radiol.* 1991;64(757):20–8.
- [6] Rothenberg LN, Pentlow KS. Radiation dose in CT. *Radiographics.* 1992;12(6):1225–43.
- [7] Kim HJ. Usefulness evaluation of application of metallic algorithm reducing for beam hardening artifact occur in typical brain CT image. *J. Korean Soc. Radiol.* 2017;11(1):389–95.
- [8] Kim MC. *The latest CT imaging technology studies theory QC.* Chung-ku Publishing Co.; 2007.
- [9] Kwon SM, Kim JS. The evaluation of eye dose and image quality according to the new tube current modulation and shielding techniques in brain CT. *J. Korean Soc. Radiol.* 2015;9(5):279–85.
- [10] Hong DH. Research of protocols for optimization of exposure dose in abdominopelvic CT. *J. Radiol. Sci. Technol.* 2017;40(2):245–51.
- [11] Moon IB, Kwak JG, Sung HJ, Park SW, Kim MH, Dong KR. Evaluation of noise and SNR according to change of tube voltage by CT equipment—comparison of automatic exposure control method and manual exposure control method—. *Journal of Radiation Industry.* 2018;12(3):233–7.
- [12] Lee JW, Jung HM. Evaluation of radiation dose and image quality according to CT table height. *J. Korean Soc. Radiol.* 2017;11(6):453–8.
- [13] Li J, Udayasankar UK, Toth TL, Seamans J, Small WC, Kalra MK. Automatic patient centering for MDCT: Effect on radiation dose. *AJR Am J Roentgenol.* 2007;188(2):547–52.
- [14] Toth T, Ge Z, Daly MP. The influence of patient centering on CT dose and image noise. *Med Phys.* 2007;34(7):3093–101.
- [15] Habibzadeh MA, Ay MR, Kamali Asl AR, Ghadiri H, Zaidi H. Impact of miscentering on patient dose and image noise in X-ray CT imaging: Phantom and clinical studies. *Phys Med.* 2012;28(3):191–9.
- [16] Kaasalainen T, Palmu K, Lampinen A. Effect of vertical positioning on organ dose, image noise and contrast in pediatric chest CT—phantom Study. *Pediatr Radiol.* 2013;43(6):673–84.
- [17] Kaasalainen T, Palmu K, Reijonen V. Effect of patient centering on patient dose and image noise in chest CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2014;203(1):123–30.
- [18] Marsh RM, Silosky MS. The effects of patient positioning when interpreting CT dose metrics: A phantom study. *Med Phys.* 2017;44(4):1514–24.
- [19] Akin-Akintayo OO, Alexander LF, Neill R, Krupinski EA, Tang X, Mittal PK, et al. Prevalence and severity of off-centering during diagnostic CT: Observations from 57,621 CT scans of the chest, abdomen, and/or pelvis. *Curr Probl Diagn Radiol.* 2019;48(3):229–34.
- [20] Barreto I, Lamoreux R, Olguin C, Quails N, Correa N, Rill L, et al. Impact of patient centering in CT on organ dose and the effect of using a positioning compensation system: Evidence from OSLD measurements in postmortem subjects. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(6):141–51.
- [21] Penny W, Friston K, Ashburner J, Kiebel S, Nichols T. *Statistical Parametric Mapping: The Analysis of Function Brain Images.* Elsevier; 2006.
- [22] Wolf I, Vetter M, Wegner I, Bottger T, Nolden M, Schobinger M, et al. The medical imaging interaction toolkit. *Medical Image Analysis.* 2005;9(6):594–604.
- [23] Kim KW, Kwon YR, Seo SW, Kwon KT, Oh JY, Son SY, et al. Comparison of exposure dose by using AEC mode of abdomen AP study in radiography. *J. Radiol. Sci. Technol.* 2015;38(3):205–11.
- [24] Son SY, Choi KW, Min JW, Son JH, Kim KW, Jung JH, et al. Evaluation of quantitative on T-spine exhalation technique and T-spine breathing technique of natural breathing. *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society.* 2013;

- 14(9):4429-36.
- [25] Kim KW, Min JW, Lyu KY, Kim JM, Jeong HW, Lee JA, et al. Comparison study on CNR and SNR of thoracic spine lateral radiography. *J. Radiol. Sci. Technol.* 2013;36(4):273-80.
- [26] You BG, Lee JS, Jang KJ, Jeon SH, Kim YS, Kweon DC. Comparison radiation dose of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current multi-detector row CT scanning of lower extremity venography. *J. Radiat. Prot. Res.* 2007;32(3):123-33.
- [27] Lee DH, Kim JG, Dae CM, Min KH, Kim SR, Cho PK. The influence of radiation dose and image quality in accordance with bowtie filter size and miscentering of X-axis direction. *Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology.* 2011;13(2):93-104.
- [28] Miyati T, Fujita H, Kasuga T, et al. Measurements of MTF and SNR(f) using a subtraction method in MRI. *Physics in Medicine and Biology.* 2002;47:2961-72.
- [29] Jeong HW, Min JW, Kim JM, et al. Performance Characteristic of a CsI(Tl) Flat Panel Detector Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology.* 2012;35(2):109-17.
- [30] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Measurement of Image Quality According to the Time of Computed Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology.* 2015;38(4):365-74.
- [31] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Evaluation of the Modulation Transfer Function for Computed Tomography by Using American Association Physics Medicine Phantom. *Journal of Radiological Science and Technology.* 2016;39(2):193-8.

구분	성명	소속	직위
제1저자	김기원	한전의료재단 한일병원	방사선사
공동저자	오주영	연세암병원	방사선사
공동저자	민정환	신구대학교	부교수
공동저자	이상선	한전의료재단 한일병원	방사선사
공동저자	이영봉	한전의료재단 한일병원	방사선사
공동저자	임경환	한전의료재단 한일병원	방사선사
교신저자	이윤	고려대학교	정교수